



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA LA REHABILITACION DE MIEMBROS SUPERIORES PARA NIÑOS

HENRRY DANIEL VERDUGO IBARRA

Trabajo de Titulación modalidad: Proyecto de investigación y Desarrollo presentado ante el Instituto de Posgrado y Educación Continua de la ESPOCH, como requisito parcial para la obtención del grado de:

MAGÍSTER EN DISEÑO MECÁNICO

RIOBAMBA – ECUADOR

Diciembre 2020

©2020, Henry Daniel Verdugo Ibarra

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

CERTIFICACIÓN:

EL TRIBUNAL DE TRABAJO DE TITULACIÓN CERTIFICA QUE:

El Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo titulado “Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior en niños.”, de responsabilidad del Sr. Henry Daniel Verdugo Ibarra ha sido prolijamente revisado y se autoriza su presentación.

TRIBUNAL

Ing. Luis Eduardo Hidalgo Almeida; PhD.

PRESIDENTE

Ing. Sócrates Miguel Aquino Arroba; Mag.

TUTOR

Ing. Jorge Isaiás Caicedo Reyes; Mag.

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Ing. Javier José Gavilanes Carrión; Mag.

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Firmado digitalmente por LUIS EDUARDO HIDALGO ALMEIDA
Nombre de reconocimiento (DN): c=EC, ou=BANCO CENTRAL DEL ECUADOR, ou=ENTIDAD DE CERTIFICACION DE INFORMACION-ECIBCE, l=QUITO, serialNumber=0000445780, cn=LUIS EDUARDO HIDALGO ALMEIDA
Fecha: 2020.12.02 16:54:25 -05'00'

LUIS EDUARDO
HIDALGO
ALMEIDA



Firmado electrónicamente por:
**SOCRATES MIGUEL
AQUINO ARROBA**



Firmado electrónicamente por:
**JORGE ISAIAS
CAICEDO REYES**

Firmado digitalmente por
JAVIER JOSE GAVILANES CARRION
Fecha: 2020.12.05
17:48:07 -05'00'

JAVIER JOSE
GAVILANES
CARRION

Riobamba, diciembre 2020

DERECHOS INTELECTUALES

Yo, Henry Daniel Verdugo Ibarra, soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en el **Trabajo de Titulación modalidad Proyectos de Investigación y Desarrollo**, y el patrimonio intelectual del mismo pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

HENRRY DANIEL
VERDUGO
IBARRA



Firmado digitalmente
por HENRRY DANIEL
VERDUGO IBARRA
Fecha: 2020.12.02
22:33:43 -05'00'

Henry Daniel Verdugo Ibarra

No. Cédula: 060420875-1

DECLARACIÓN DE AUTENTICIDAD

Yo, Henry Daniel Verdugo Ibarra, declaro que el presente proyecto de investigación, es de mi autoría y que los resultados del mismo son auténticos y originales. Los textos constantes en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor, asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Titulación de Maestría.

HENRRY DANIEL
VERDUGO
IBARRA



Firmado digitalmente
por HENRRY DANIEL
VERDUGO IBARRA
Fecha: 2020.12.02
22:34:12 -05'00'

Henry Daniel Verdugo Ibarra

No. Cédula: 060420875-1

DEDICATORIA

A mis padres por guiarme en cada instante de mi vida, por ser el impulso que necesito en mi vida, por ser siempre apoyo incondicional, por eso y por mucho más este trabajo es dedicado a los seres que más amo en la vida.

CONTENIDO

	Páginas
RESUMEN	xviii
ABSTRACT.....	xix
CAPÍTULO I	
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Planteamiento del problema.....	2
1.1.1 Situación problemática	2
1.1.2 Formulación del problema	3
1.1.3 Justificación de la investigación	3
1.1.4 Objetivo de la investigación.....	4
1.1.5 Hipótesis	4
CAPÍTULO II	
2. MARCO TEÓRICO	5
2.1 Antecedentes del Problema	5
2.2 Bases teóricas	6
2.2.1 Accidente cerebrovascular	6
2.2.2 Rehabilitación de personas que sufren accidentes cerebrovasculares	7
2.2.3 Robot.....	8
2.2.4 Exoesqueletos	9
2.2.5 Mecánica del robot.....	10
2.2.6 Fisioterapia.....	10
2.2.7 Antropometría del brazo del niño ecuatoriano.....	11
2.2.8 Biomecánica.....	12
2.2.9 Planos anatómicos.....	13

2.2.10	Grados de libertad del hombro	14
2.2.11	Fisiología del hombro	15
2.2.12	Fisiología del codo	22
2.2.13	Impresión 3D y características del filamento PLA	28
CAPÍTULO III		
3.	DISEÑO DE INVESTIGACIÓN	29
3.1	Análisis cinemático	29
3.1.1	Posición del extremo P	29
3.1.2	Trayectorias generadas por el prototipo	32
3.2	Análisis de fuerzas y torques	37
3.2.1	Torque movimiento Abducción de hombro	37
3.2.2	Torque movimiento Extensión y flexión de hombro.....	48
3.2.3	Torque movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal..	56
3.2.4	Torque movimiento extensión y flexión de codo	60
3.3	Análisis de resistencia mecánica	66
3.3.1	Movimiento de abducción de hombro	66
3.3.2	Movimiento de extensión y flexión de hombro.....	70
3.3.3	Movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal.....	73
3.3.4	Movimiento de flexión y extensión de codo	76
CAPÍTULO IV		
4.	RESULTADOS	79
4.1	Características del tipo de motor utilizado en el rehabilitador	79
4.2	Impresión 3D.....	80
4.3	Control del motor Maxon EC motor 323772	83
4.4	Pruebas de funcionamiento	91
4.4.1	Movimiento de abducción de hombro	91

4.4.2	Movimiento de extensión y flexión de hombro.....	92
4.4.3	Movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal.....	94
4.4.4	Movimiento de extensión y flexión de codo	95
4.5	Comparación Torque en los 3 métodos obtenidos	97
4.5.1	Comparación de torques movimiento de abducción de hombro	97
4.5.2	Comparación de torques movimiento de extensión y flexión de hombro	97
4.5.3	Comparación de torques movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal.....	98
4.5.4	Comparación de torques movimiento de extensión y flexión de codo	99
4.6	Resultados de amplitud de los movimientos articulares	99
CAPÍTULO V		
5.	PROPUESTA	100
5.1	Diseño y construcción del prototipo.....	100
5.2	Torques en los 4 movimientos articulares y métodos de obtención	101
5.3	Costos de fabricación	102
5.4	Demostración de la hipótesis	102
CONCLUSIONES.....		106
RECOMENDACIONES.....		107
BIBLIOGRAFÍA		
ANEXOS		

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2: Accidente Cerebrovascular.....	6
Figura 2-2: Movimientos de rehabilitación miembro superior	7
Figura 3-2: Exoesqueleto para miembro superior	9
Figura 4-2: Fisioterapia.....	10
Figura 5-2: Planos anatómicos	13
Figura 6-2: Fisiología del hombro, extensión.....	15
Figura 7-2: Fisiología del hombro, flexión.....	16
Figura 8-2: Fisiología del hombro, aducción – extensión	16
Figura 9-2: Fisiología de hombro, Aducción – flexión.....	17
Figura 10-2: Fisiología del hombro, Abducción de 60° a 120°	17
Figura 11-2: Fisiología del hombro, Abducción de 60° a 120°	18
Figura 12-2: Fisiología del hombro, Abducción de 120° a 180°	18
Figura 13-2: Fisiología del hombro, Rotación del hombro sobre su eje longitudinal, posición anatómica	19
Figura 14-2: Fisiología del hombro, Rotación externa	20
Figura 15-2: Fisiología del hombro, rotación interna	20
Figura 16-2: Fisiología del hombro, Flexo-extensión horizontal, posición anatómica	21
Figura 17-2: Fisiología del hombro, flexión horizontal.....	21
Figura 18-2: Fisiología del hombro, extensión horizontal.....	22
Figura 19-2: Fisiología del codo, extensión	22
Figura 20-2: Fisiología del codo, flexión.....	23
Figura 21-2: Fisiología del codo, pronosupinación	23
Figura 22-2: Fisiología del codo, supinación	24
Figura 23-2: Giro de supinación	24
Figura 24-2: Fisiología del codo, pronación.....	24

Figura 25-2: Giro de pronación.....	25
Figura 26-2: Cinemática de brazo robótico	25
Figura 27-2: Método vectorial para el análisis cinemático	26
Figura 28-2: Potencias virtuales.....	27
Figura 1-3: Posición del exoesqueleto	29
Figura 2-3: Rotación del motor q_0 , movimiento de abducción de hombro	33
Figura 3-3: Movimiento articular, Abducción de hombro.....	33
Figura 4-3: Rotación del motor q_2 , movimiento de flexión y extensión del hombro	34
Figura 5-3: Movimiento articular, extensión y flexión de hombro.....	34
Figura 6-3: Rotación del motor q_1 , movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal	35
Figura 7-3: Movimiento articular, rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal	35
Figura 8-3: Rotación del motor q_0 , movimiento de extensión y flexión del codo	36
Figura 9-3: Movimiento articular, extensión y flexión del codo	36
Figura 10-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo	37
Figura 11-3: El vector posición desde el origen del sistema de referencia al centro de gravedad del miembro superior.	38
Figura 12-3: El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 2.....	39
Figura 13-3: El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 3.....	40
Figura 14-3: El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 4.....	42
Figura 15-3: Propiedades físicas de prototipo, movimiento de abducción	45
Figura 16-3: Propiedades físicas del brazo promedio de un niño de 13 años	46
Figura 17-3: Torque del motor 1 vs q_0	47
Figura 18-3: Diagrama del torque del motor 1 vs q_0 en el software ADAMS VIEW	47

Figura 19-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento 2	48
Figura 20-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del brazo .	49
Figura 21-3: Posición del origen del sistema de referencia a el motor 3	50
Figura 22-3: Propiedades físicas de los elementos del prototipo en el movimiento de extensión y flexión de hombro	53
Figura 23-3: Propiedades físicas del brazo humano con respecto al motor 3	54
Figura 24-3: Torque del motor 3 vs q_2	55
Figura 25-3: Diagrama del torque del motor 3 vs q_2 mediante software	55
Figura 26-3: Propiedades físicas de los elementos del prototipo en el movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal.....	57
Figura 27-3: Propiedades físicas del brazo humano con respecto al motor 2	58
Figura 28-3: Torque del motor 2 vs q_1	59
Figura 29-3: Diagrama del torque del motor 2 vs q_1 en software	59
Figura 30-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de extensión y flexión de codo	60
Figura 31-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del antebrazo	61
Figura 32-3: Propiedades físicas de los elementos del prototipo en el movimiento de flexión y extensión de codo.....	63
Figura 33-3: Propiedades físicas del antebrazo, respecto a el motor 4	64
Figura 34-3: Diagrama del torque del motor 4 vs q_3	65
Figura 35-3: Diagrama del torque del motor 4 vs q_3 en software.....	65
Figura 36-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes en el movimiento de abducción de hombro	66
Figura 37-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de abducción de hombro	67

Figura 38-3: Cargas y restricciones de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de abducción de hombro	67
Figura 39-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de abducción de hombro	68
Figura 40-3: Deformación en el movimiento de abducción de hombro.....	69
Figura 41-3: Factor de seguridad en el movimiento de abducción de hombro	69
Figura 42-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes el movimiento de extensión y flexión de hombro	70
Figura 43-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de extensión y flexión de hombro	70
Figura 44-3: Cargas y restricciones, de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de extensión y flexión de hombro	71
Figura 45-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de extensión y flexión de hombro	71
Figura 46-3: Deformación en el movimiento de extensión y flexión de hombro	72
Figura 47-3: Factor de seguridad en el movimiento de extensión y flexión de hombro	72
Figura 48-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal.....	73
Figura 49-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal.....	73
Figura 50-3: Cargas y restricciones de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal	74
Figura 51-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal.....	74
Figura 52-3: Deformación en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal	75
Figura 53-3: Factor de seguridad en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal	75
Figura 54-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes el movimiento de flexión y extensión de codo.....	76

Figura 55-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de flexión y extensión de codo.....	76
Figura 56-3: Cargas y restricciones de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de flexión y extensión de codo	77
Figura 57-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de flexión y extensión de codo	77
Figura 58-3: Deformación en el movimiento de flexión y extensión de codo	78
Figura 59-3: Factor de seguridad en el movimiento de flexión y extensión de codo.....	78
Figura 1-4: Elemento 1 del prototipo	81
Figura 2-4: Elemento 2 del prototipo	81
Figura 3-4: Elemento 3 del prototipo	82
Figura 4-4: Elemento 4 del prototipo	82
Figura 5-4: Armonic Drive	83
Figura 6-4: Datos de motor	85
Figura 7-4: Datos del sistema.....	85
Figura 8-4: Selección de sensores de posición del motor.....	86
Figura 9-4: Modo de operación del motor.....	86
Figura 10-4: Habilitación de pin de señal para el motor.....	87
Figura 11-4: Valores de consiga PWM	87
Figura 12-4: Prototipo ensamblado	88
Figura 13-4: Rampa de velocidad	88
Figura 14-4: Velocidad de giro mínima	89
Figura 15-4: Entradas y salidas digitales/ analógicas del driver.....	89
Figura 16-4: Ajuste del regulador	90
Figura 17-4: Sincronización del motor con el driver.....	90
Figura 18-4: Sistema electrónico del prototipo	91
Figura 19-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°.....	91
Figura 20-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 35°.....	92

Figura 21-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°.....	92
Figura 22-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°.....	93
Figura 23-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°.....	93
Figura 24-4: Movimiento de Abducción de hombro posición -30°	94
Figura 25-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°.....	94
Figura 26-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 70°	95
Figura 27-4: Movimiento de extensión y flexión de codo posición 0°	95
Figura 28-4: Movimiento de extensión y flexión de codo posición 90°	96
Figura 29-4: Movimiento de extensión y flexión de codo posición 145°	96
Figura 30-4: Comparación de Torques en el movimiento de abducción de hombro	97
Figura 31-4: Comparación de Torques en el movimiento de extensión y flexión de hombro ..	98
Figura 32-4: Comparación de Torques en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal.....	98
Figura 33-4: Comparación de Torques en el movimiento de extensión y flexión de codo	99
Figura 1-5: Rehabilitador ensamblado.....	100
Figura 2-5: Torques en los 4 movimientos articulares y métodos de obtención.....	101
Figura 3-5: Zona de rechazo según grados de libertad y significancia.....	103
Figura 4-5: Zona de rechazo, prueba t student.....	104
Figura 5-5: Rechazo de hipótesis nula.....	105

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2: Antropometría niño ecuatoriano, altura de codo	12
Tabla 2-2: Antropometría niño ecuatoriano, largo de manga	12
Tabla 3-2: Propiedades mecánicas del PLA	28
Tabla 1-4: Características Motor Maxon EC 323772	79
Tabla 2-4: Pines J1	83
Tabla 3-4: Pines J2	84
Tabla 4-4: Pines J5	84
Tabla 5-4: Dimensiones extremidad superior de niña de 11 años	91
Tabla 6-4: Resultados de amplitud del movimiento articular obtenido	99
Tabla 1-5: Costos de fabricación	102
Tabla 2-5: Resultado prueba t student en los 4 movimientos	105

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: PLANOS DE CONSTRUCCIÓN DEL REHABILITADOR

ANEXO B: FICHA TÉCNICA DE ARMONIC DRIVE

ANEXO C: FICHA TECNICA DE MOTOR MAXON EC MOTOR 323772

RESUMEN

La presente investigación se basó en el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación del miembro superior en niños de 5 a 11 años de edad tomando en cuenta la antropometría ecuatoriana, el prototipo realizado mediante impresión 3D genera 4 movimientos básicos de rehabilitación para hombro y codo como son: la abducción de hombro, extensión y flexión de hombro, rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal y extensión y flexión de codo, se realizó un análisis analítico mediante el método vectorial donde se obtuvieron las trayectorias que debe cumplir el prototipo, para el análisis de fuerzas se utilizó el software Matlab y Adams view con el fin de encontrar los valores de torque que requiere cada uno de los motores para generar los distintos movimientos, también se realizó un análisis de resistencia mecánica mediante elementos finitos con el software ANSYS, aquí se obtuvo valores de esfuerzo de von Mises muy por debajo del límite de fluencia del material de la impresión 3D (PLA), consiguiendo el factor más bajo de seguridad de los elementos de 9,82, es decir los elementos resisten de manera segura a los movimientos realizados, por último se realizó un análisis de pruebas de funcionamiento en donde se pudo comprobar que el prototipo genera los movimientos de abducción de hombro cubriendo un campo del 16,67%, el movimiento de extensión y flexión de hombro cubre un campo de 78,26%, el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal cubre un campo de 90,91% y el movimiento de extensión y flexión de codo cubre un campo de 100% con referencia a la fisiología articular de hombro y codo.

Palabras clave: <ANTROPOMETRÍA>, <REHABILITACIÓN>, <ELEMENTOS FINITOS>, <FACTOR DE SEGURIDAD>, <FISIOLOGÍA ARTICULAR>

LUIS
ALBERTO
CAMINOS
VARGAS

Firmado digitalmente por
LUIS ALBERTO CAMINOS
VARGAS
Nombre de
reconocimiento (DN):
c=EC, l=RIOBAMBA,
serialNumber=060276697
4, cn=LUIS ALBERTO
CAMINOS VARGAS
Fecha: 2020.10.22
09:40:58 -05'00'



0406-DBRAI-UPT-2020

ABSTRACT

The present research was based on the design and construction of an exoskeleton prototype for the rehabilitation of the upper limb in children between 5 and 11 years of age, taking into account Ecuadorian anthropometry, the prototype made by 3D printing generates 4 basic rehabilitation movements for shoulder and elbow such as: shoulder abduction, shoulder extension and flexion, external rotation of the arm on its longitudinal axis, and elbow extension and flexion, an analytical analysis was carried out using the vector method where the trajectories to be fulfilled were obtained the prototype, For the analysis of forces, the Matlab and Adams view software was used in order to find the torque values required by each of the motors to generate the different movements, a mechanical resistance analysis was also carried out using finite elements with the ANSYS software , here von Mises stress values were obtained, well below the yield point of the 3D printing material (PLA), achieving the lowest element safety factor of 9.82, that is, the elements resist safely to the movements carried out, finally an analysis of functional tests was carried out where it was possible to verify that the prototype generates the shoulder abduction movements covering a field of 16.67%, the movement of shoulder extension and flexion covers a field of 78.26%, the movement of external rotation of the arm about its longitudinal axis covers a field of 90.91% and the movement of shoulder extension and flexion covers a field of 100 % with reference to the shoulder and elbow joint physiology.

Keywords: <ANTHROPOMETRY>, <REHABILITATION>, <FINITE ELEMENTS>, <SAFETY FACTOR>, <JOINT PHYSIOLOGY>

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

El presente trabajo de investigación se refiere al diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto destinado a rehabilitar el miembro superior de niños de 6 a 11 años de edad, el exoesqueleto consta de 4 grados de libertad, los cuales generan los movimientos básicos de rehabilitación de hombro y codo, se toman valores de fisiología articular de hombro y codo para corroborar el análisis analítico con el prototipo.

La base principal para realizar este proyecto es que en el país existen una variedad de rehabilitadores de extremidades superior, pero estos no toman en cuenta la antropometría del niño ecuatoriano, por lo que son diseñados bajo otros parámetros de necesidades extranjeras, por esta razón se realiza en este trabajo un diseño de exoesqueleto tomando en cuenta el parámetro de antropometría del niño ecuatoriano. La rehabilitación de extremidad superior en el prototipo propuesto es destinada a niños que han sufrido lesiones cerebrovasculares, o cualquier lesión física, que requiera la recuperación de la movilidad de su extremidad superior específicamente en hombro y codo.

Para la realización de esta investigación se optó por realizar una cadena cinemática abierta con el fin de generar los movimientos deseados, a la cadena cinemática abierta se realizó el análisis de posición, velocidad, análisis de fuerzas para la obtención de los torques necesarios de los motores para generar los movimiento básicos adecuados de rehabilitación, la obtención de los esfuerzos mecánicos provocados por cargas, condiciones de borde, torque del motor, pesos, se las obtuvo mediante el análisis de elementos finitos, utilizando el software Ansys con su módulo Static structural y mediante impresión 3D se obtuvo el prototipo de manera física, el cual está impreso con material PLA, debido a su fácil manufactura se optó por la impresión 3D.

Al final del trabajo se analizan resultados de las pruebas reales versus el estudio analítico realizado en la investigación, evidenciando así la eficiencia los movimientos que pueden generar el prototipo.

1.1 Planteamiento del problema

1.1.1 Situación problemática

El reporte del banco mundial presentado en el 2015 señala que alrededor del 15% de la población mundial, presentan alguna forma de discapacidad, los habitantes de los países en desarrollo son los más afectados por esta problemática. En el reporte se destaca la escasez de países que disponen de mecanismos adecuados para responder a las necesidades de las personas con discapacidades. Entre esos obstáculos se cuentan la estigmatización y la discriminación, la falta de atención de salud y de servicios de rehabilitación adecuados, y la inaccesibilidad de los servicios de transporte, los edificios y las tecnologías de comunicación. Como consecuencia de ello, el nivel de salud, los logros en educación y las oportunidades económicas de las personas que tienen discapacidades son inferiores a las de las personas que no las tienen, y sus tasas de pobreza son más altas. La discapacidad varía en consonancia con una compleja combinación de factores, entre ellos, la edad, el género, la etapa de la vida, la exposición a riesgos ambientales, la situación socioeconómica, la cultura y la disponibilidad de recursos, que en todos los casos difieren marcadamente de un lugar a otro. El aumento de las tasas de discapacidad, en muchos lugares, está asociado con el aumento de las condiciones de salud crónicas como diabetes, enfermedades cardiovasculares, trastornos mentales, cáncer y enfermedades respiratorias y las lesiones. El envejecimiento de la población mundial también influye marcadamente en las tendencias de la discapacidad, debido a que el riesgo de discapacidad es más elevado en la tercera edad. El entorno tiene un gran efecto en la prevalencia y la magnitud de la discapacidad y en las desventajas que afrontan las personas con discapacidad. Los resultados sociales y económicos de las personas con discapacidad y los hogares con discapacidad son más pobres que los de personas sin discapacidad. (Wiley, 2008)

En Latinoamérica existe diferentes problemas en la rehabilitación de pacientes con algún problema de movilidad, debido a la falta de preocupación de los gobiernos, en México los problemas de movilidad representan el 58% de las discapacidades. Según la mayoría de los estudios, las tasas de empleo y el grado de instrucción de las personas con discapacidad son inferiores a los de las personas sin discapacidad. En Chile y Uruguay, la situación es más favorable para los jóvenes con discapacidad que para las personas con mayor edad. Esto se debe a que los jóvenes tienen mejor acceso a la educación gracias a la asignación de recursos adicionales. El aumento del número de personas que padecen alguna discapacidad motora o debilidad muscular ha motivado el desarrollo

de la robótica de rehabilitación en Latinoamérica especialmente en México, donde se han realizado algunas propuestas para combatir el problema de la rehabilitación. (Mendez, Arias, & Gonzalez, 2017)

En Ecuador alrededor de 415.500 personas tienen algún tipo de discapacidad. De esta cantidad, el 46,78% tiene algún impedimento físico. Ciudadanos y expertos coinciden en que la accesibilidad al medio físico requiere de mayor atención. En rehabilitación las técnicas convencionales que utilizan las clínicas, hospitales y centros de rehabilitación del país para recuperar lesiones en extremidades superiores dan resultados de largos tiempos de rehabilitación. En la actualidad existe una gran demanda de servicios en el sector de salud, aunque en este sector se cuenta con personas altamente calificadas y equipos especializados, pero no siempre satisfacen la demanda, hablando en cuestiones de tiempo y calidad. Existen diferentes equipos y aparatos que ayudan a la medicina en sus diferentes áreas, el área de rehabilitación del país cuenta con equipos de procedencia extranjera, aunque son de muy alta eficiencia, pero su precio es elevado y no son diseñados tomando en cuenta la antropometría del ecuatoriano. (Plan todo una vida, 2017)

1.1.2 Formulación del problema

¿Cómo realizar el diseño y construcción de un exoesqueleto que pueda ayudar a la rehabilitación de extremidades superiores y que sea adaptables a la antropometría del ecuatoriano?

1.1.3 Justificación de la investigación

La investigación sirve para mejorar la rehabilitación de extremidades superiores en niños, realizando dicha rehabilitación de forma más eficiente y con menor tiempo.

Se espera obtener un diseño de un rehabilitador eficiente y económico, que ayude a la realización de terapias de rehabilitación física.

Los beneficiarios de esta investigación son los niños de Ecuador, como también las clínicas, hospitales y centros de rehabilitación de la ciudad.

Porque existen rehabilitadores para extranjeros, pero estos no son accesibles en el país y no están diseñados con la antropometría del ecuatoriano, así no se puede tener una rehabilitación eficiente en las personas que la necesitan.

El aporte trascendental será que se desarrollará una metodología para diseñar máquinas de rehabilitación en el país, siendo estas eficientes, con precios accesibles, y así no exportar de otros países.

La contribución teórica es la implementación de análisis cinemáticos y dinámicos de rehabilitadores, con el fin de mejorar el estudio de este tipo de mecanismos, para el desarrollo de este tipo de productos en el país.

La contribución práctica de la investigación es obtener una mejor rehabilitación de las personas que tienen problemas de movimiento en sus extremidades superiores, los problemas de movilidad pueden ser debido a accidentes cerebrovasculares o algún tipo de lesión, la contribución se direcciona a la rehabilitación.

1.1.4 *Objetivo de la investigación*

1.1.4.1 *Objetivo general*

Diseñar y construir un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de miembros superiores para niños.

1.1.4.2 *Objetivos específicos*

- Realizar el análisis cinemático del rehabilitador que cumpla con los movimientos básicos articulares de hombro y codo, con la finalidad de rehabilitar a niños de 5 a 11 años de edad.
- Realizar el análisis de fuerzas y torques del prototipo.
- Realizar el análisis de resistencia mecánica del prototipo.
- Realizar pruebas de operación para verificar el correcto funcionamiento del prototipo.

1.1.5 *Hipótesis*

- El diseño y la construcción del prototipo, cumple con el torque requerido para realizar los movimientos de rehabilitación de miembros superiores en niños

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Antecedentes del Problema

Mediante lo consultado en la bibliografía acerca de rehabilitadores para extremidades se encontró que existen diferentes investigadores que han realizado su investigación destinada a mejorar la rehabilitación de extremidades superiores en personas. Existen rehabilitadores los cuales generan el movimiento del miembro superior mediante motores, rehabilitadores que el movimiento lo genera la persona que se rehabilita, estos tienen resistencias como amortiguadores para generar un grado de dificultad al momento que la persona realice el ejercicio, y rehabilitadores con sensores, los cuales miden la trayectoria realizada.

Las diferentes investigaciones relevantes que se han realizado respecto a la rehabilitación de miembro superior se muestran a continuación:

La investigación con el título “Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro” obtiene un exoesqueleto capaz de realizar 3 movimientos de rehabilitación básicos para hombro, en esta investigación se toma en cuenta la antropometría de las personas adultas mexicanas, se utilizan softwares como Matlab y Adams, para el análisis cinemático del prototipo, realizan un análisis de elementos finitos para corroborar la resistencia de los elementos que conforman el prototipo. En las conclusiones presentadas por los autores, indica que el rehabilitador puede realizar la tarea de rehabilitación sentado o de pie ya que es ajustable para esa situación, el rehabilitador cubre el 90% de la población estudiada que son las personas mexicanas de 18 a 68 años de edad, el factor de seguridad obtenido después del análisis de elementos finitos es de 2,13, lo cual hace viable la construcción de este prototipo. (Mendez, Arias, & Gonzalez, 2017)

En la investigación con el título “Diseño y análisis cinemático de un nuevo exoesqueleto de miembro superior para la rehabilitación de pacientes con accidente cerebrovascular” se detalla el proceso de diseño y características de un nuevo exoesqueleto de rehabilitación de miembro superior llamado CLEVER (Compacto, Bajo peso, Ergonómico, Rehabilitación mejorada de realidad virtual / aumentada) ARM. El propósito de la investigación se centra en el diseño de un peso ligero y

rehabilitación ergonómica de extremidades superiores con exoesqueleto capaz de producir escenarios de entrenamiento diversos y perceptualmente ricos. En esta investigación se utilizan 8 grados de libertad los cuales están involucrados con cada articulación del miembro superior, la cinemática está realizada analíticamente y corroborada mediante pruebas realizadas en la impresión 3D del exoesqueleto, en las conclusiones presentadas por los autores señalan que el prototipo es comparable con el brazo humano sano, al final se discute acerca de la fabricación y motores para el rehabilitador. (Amin, 2017)

En la investigación con el título de “Análisis cinemático y diseño de un exoesqueleto de hombro usando un enlace de paralelogramo doble”, se realizó el análisis de rehabilitación mediante un mecanismo de 4 grados de libertad, que permite generar los movimientos del hombro humano, existe un control de interacción humano - robot el cual está controlado por admitancia es decir las fuerzas que la persona que se rehabilita ejerce sobre el rehabilitador y reacciona con un movimiento. (Christensen & Bai, 2018)

2.2 Bases teóricas

A continuación, se detallan diferentes conceptos necesarios dentro del desarrollo del presente proyecto.

2.2.1 *Accidente cerebrovascular*

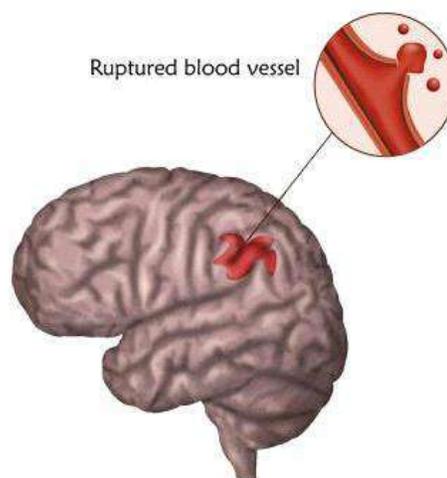


Figura 1-2: Accidente Cerebrovascular
Fuente: (Bupa, 2018)

Una de las enfermedades que pueden causar la pérdida parcial o total de movimientos articulares es un accidente cerebrovascular, este ocurre cuando una cantidad de células cerebrales mueren causados por un flujo sanguíneo inadecuado, cuando esto ocurre cuando las células cerebrales carecen de ausencia de nutrientes y oxígeno. Cerca del 80 por ciento de los ataques cerebrales son causados por el bloqueo de una arteria en el cerebro o el cuello.

Hemorragia intracerebral quiere decir que el accidente cerebrovascular es resultado de una hemorragia en el cerebro, mientras la hemorragia subaracnoidea quiere decir que el accidente cerebrovascular es resultado de una hemorragia en la superficie del cerebro en el espacio subaracnoideo.

La función principal del cerebro es controlar los movimientos, habla, visión y emociones que realiza el cuerpo. Si ocurre un daño en el cerebro puede afectar cualquiera de estas funciones, por lo que es necesario que el paciente se somete a diferentes actividades de rehabilitación física. En el mundo una de cada seis personas que sufren un accidente cerebrovascular tiene un accidente cerebrovascular hemorrágico. (NIH, 2017)

2.2.2 *Rehabilitación de personas que sufren accidentes cerebrovasculares*

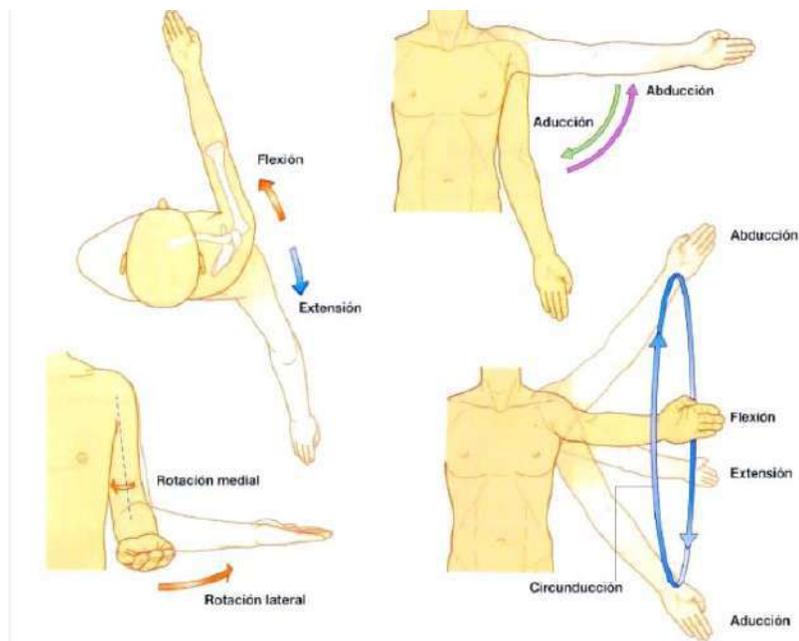


Figura 2-2: Movimientos de rehabilitación miembro superior
Fuente: (De Lima, 2016)

La rehabilitación permite a las personas sobrevivientes del accidente cerebrovascular a volver a aprender aptitudes que se han perdido debido al daño en parte de su cerebro. Las aptitudes a aprender pueden ser la coordinación de los movimientos de las piernas con el propósito de caminar, también el movimiento de las articulaciones que posee el cuerpo humano. La rehabilitación también ayuda a las personas sobrevivientes diferentes maneras de realizar tareas para compensar cualquier discapacidad residual. Las rutinas es un elemento muy importante en la rehabilitación física, esta debe ser bien enfocada y cuidadosamente dirigida a la práctica cuando las personas aprenden aptitudes, como tomar un vaso de agua. La rehabilitación es un proceso continuo para mantener y mejorar aptitudes indican personas sobrevivientes de un ataque cerebral, este proceso de rehabilitación implica un trabajo con personas especialistas durante meses o años. (NIH, 2017)

2.2.3 *Robot*

Un robot se puede decir que es el conjunto de eslabones que se unen mediante articulaciones, formando así una cadena cinemática, con este se puede obtener movimientos, los cuales podemos utilizarlos para diferentes actividades que facilitan la vida cotidiana del ser humano.

Los robots usables son robots que están diseñados para el uso de las personas, ya sea para completar la funcionalidad de algún miembro o para reemplazarlo por completo, estos robots son capaces de funcionar junto a los miembros humanos, por ejemplo, los robots ortopédicos o los exoesqueletos pueden sustituir a los miembros faltantes.

Una clasificación de los robots de acuerdo a su función realizada complementando al cuerpo humano es la siguiente:

Robots ortóticos, son robots que su estructura está diseñada según la anatomía humana, el fin de este robot es restaurar las funciones perdidas o débiles, la función del exoesqueleto es complementar la capacidad del miembro humano y restaurar la función discapacitada.

Exoesqueletos robóticos de potencia, en este tipo de robot la estructura del exoesqueleto se correlaciona con la anatomía del humano, extienden la fuerza de la mano humana más allá de su habilidad natural.

Robots protésicos, una prótesis es un dispositivo electromecánico que sustituye a los miembros perdidos después de una amputación. Las partes del robot toman forma de miembros electromecánicos robóticos y permiten sustituir la función de la extremidad perdida, para así asemejarse a la función natural del humano, estas prótesis deben ser construidas con materiales resistentes al desgaste y soportar las diversas cargas que aparecen en la vida cotidiana del ser humano, un ejemplo de estas prótesis son en extremidades inferiores las cuales se utilizan para caminar y hasta para correr. (Wiley, 2008)

2.2.4 *Exoesqueletos*



Figura 3-2: *Exoesqueleto para miembro superior*
Fuente: (Cisneros, 2017)

En diferentes situaciones de la vida diaria, los seres humanos somos muy propensos a sufrir lesiones en nuestras extremidades, debido a que éstas están siempre expuestas y en constante contacto con distintas superficies y esfuerzos. Por medio de los exoesqueletos, se busca una mayor eficiencia en la rehabilitación de pacientes y también desarrollar soporte y protección a las diferentes extremidades que compone el ser humano. (Chávez, 2010)

Un exoesqueleto es una especie de robot usable, también es utilizado como una herramienta de innovación en el proceso de rehabilitación, se ha reportado el uso de exoesqueletos robóticos como tecnología de asistencia que potencia las cualidades físicas como: fuerza, resistencia, potencia y

flexibilidad, además de proporcionar retroalimentación cuantitativa y aumentar los resultados funcionales en la recuperación de pacientes con lesiones neurológicas, provocadas por accidentes cerebrovasculares, la utilización de materiales de baja densidad y alta resistencia son los que se utilizan mayoritariamente para la creación de exoesqueletos. (Chen et al., 2013; Ferrigno et al., 2011)

2.2.5 *Mecánica del robot*

La mecánica se define como la ciencia que describe las condiciones de reposo o movimiento de los cuerpos bajo la acción de fuerzas. La mecánica se clasifica en 2 grupos: la Cinemática y dinámica.

La cinemática es la rama de la mecánica que nos proporciona las características fundamentales del movimiento, como son el desplazamiento, velocidad y aceleración sin importar las fuerzas que provocan el movimiento.

La dinámica es la rama de la mecánica que nos proporciona las causas del movimiento, que pueden ser diferentes fuerzas o pares, a los que esté sometido el cuerpo analizado. (Barrientos, 2005)

2.2.6 *Fisioterapia*



Figura 4-2: Fisioterapia
Fuente: (Arteaga, 2018)

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define a la Fisioterapia como: "El arte y la ciencia del tratamiento por medio del ejercicio terapéutico, calor, frío, luz, agua, masaje y electricidad. Además, la Fisioterapia incluye la ejecución de pruebas eléctricas y manuales para determinar el

valor de la afectación y fuerza muscular, pruebas para determinar las capacidades funcionales, la amplitud del movimiento articular y medidas de la capacidad vital, así como ayudas diagnósticas para el control de la evolución". (Organización Mundial de la Salud (OMS), 2013)

2.2.7 Antropometría del brazo del niño ecuatoriano

La antropometría de los niños ecuatorianos es distinta a la de los niños de otros países, es de suma importancia conocer esto debido a que la mayoría de elementos de rehabilitación provienen de otros países con parámetros de diseño tomando en cuenta la antropometría de niños extranjeros, en este proyecto se realiza el diseño del rehabilitador tomando en cuenta la antropometría del niño ecuatoriano.

2.2.7.1 Altura de codo

Es la medida desde la articulación del hombro hasta el codo, en la tabla 1-2 se puede observar el rango de la altura de codo según la edad del niño ecuatoriano de 5 a 11 años de edad.

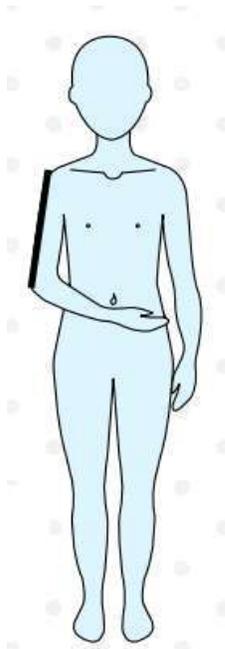


Figura 7-2: Antropometría niño ecuatoriano, altura de codo
Fuente: (Vintimilla, 2011)

Tabla 1-2: Antropometría niño ecuatoriano, altura de codo

Edad del niño	Altura de codo (cm)
5 años	20,74
11 años	27,51

Fuente: (Vintimilla, 2011)

2.2.7.2 *Largo de manga*

Es la medida desde la articulación con el hombro, pasando por el codo hasta la muñeca (brazo flexionado 90°), en la tabla 2-2, se puede observar el rango de la altura de manga según la edad del niño ecuatoriano de 5 a 11 años de edad.

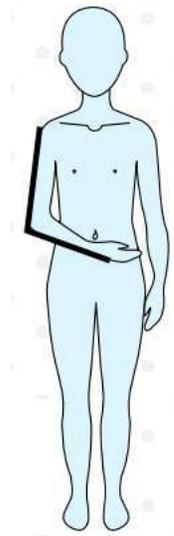


Figura 8-2: Antropometría niño ecuatoriano, largo de manga

Fuente: (Vintimilla, 2011)

Tabla 2-2: Antropometría niño ecuatoriano, largo de manga

Edad del niño	Altura de manga (cm)
5 años	33,60
11 años	45

Fuente: (Vintimilla, 2011)

2.2.8 *Biomecánica*

La biomecánica estudia los modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento y el equilibrio de los seres vivos. Es una estructura científica que tiene por objeto el estudio de las

estructuras de carácter mecánico que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. La biomecánica se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando conocimientos como la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras ciencias, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. (Gonzalez, 2019)

2.2.9 Planos anatómicos

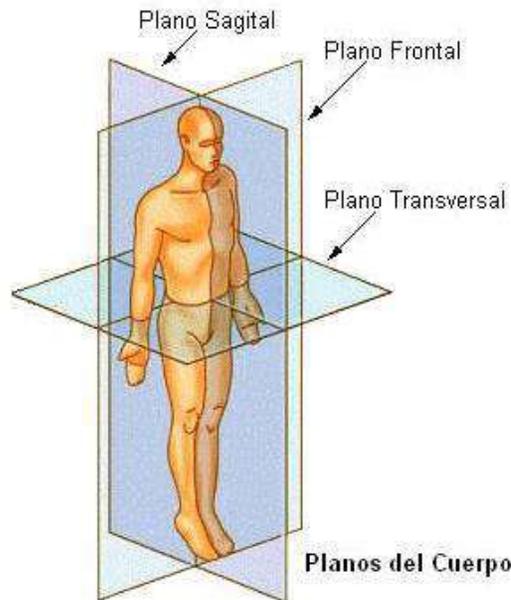


Figura 5-2: Planos anatómicos

Fuente: (Azevedo, 2019)

Los tres planos ortogonales de referencia se cruzan en un punto localizado en el centro del hombro. Se denominan:

- Plano sagital, o más bien para-sagital, ya que el verdadero plano sagital pasa por el eje longitudinal del cuerpo. Se trata del plano de la flexión-extensión.
- Plano frontal, paralelo al plano de apoyo dorsal, o coronal. Se trata del plano de aducción-abducción.
- Plano transversal, perpendicular al eje del cuerpo. Se trata del plano de la flexo-extensión horizontal, es decir en el plano horizontal.

2.2.10 Grados de libertad del hombro



Figura 9-2: Ejes de Rotación del Hombro
Fuente: (Kapandji A., 2006)

El hombro es una articulación del miembro superior, entre todas las articulaciones del cuerpo humano esta es la más móvil, pues tiene tres grados de libertad, lo que permite girar el miembro superior con relación a los tres planos anatómicos, sus ejes de referencia son los siguientes:

- 1) Eje transversal (eje 1), respecto a este eje se generan los movimientos de flexo extensión realizados en el plano sagital.
- 2) Eje anteroposterior (eje 2), respecto a este eje se generan los movimientos de abducción y aducción realizados en el plano frontal.
- 3) Eje vertical (eje 3), respecto a este eje se generan los movimientos de flexión y de extensión realizados en el plano horizontal, el brazo está en abducción de 90°.

Existe también el eje longitudinal del húmero (eje 4), este permite la rotación externa e interna del miembro superior de dos maneras diferentes:

1) la rotación voluntaria es la que utiliza el tercer grado de Libertad y solo puede realizarse en articulaciones de tres ejes. El movimiento se realiza debido a la contracción de los músculos rotadores.

2) la rotación automática aparece sin ningún movimiento voluntario en las articulaciones de dos ejes, en las articulaciones de tres ejes solo aparece cuando son utilizadas como articulaciones de dos ejes.

2.2.11 Fisiología del hombro

2.2.11.1 Flexo extensión

Los movimientos de flexo extensión se realizan en el plano sagital, el miembro superior gira alrededor del eje transversal:

- Extensión: Es la rotación del miembro superior respecto al eje transversal, su movimiento se realiza hacia la parte posterior de la anatomía humana, este movimiento tiene una amplitud de 45 a 50°.

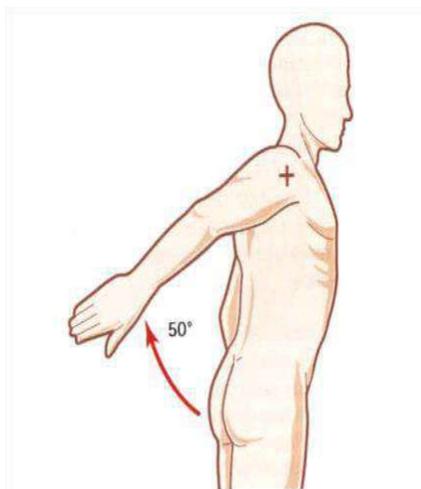


Figura 6-2: Fisiología del hombro, extensión
Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Flexión: Es la rotación del miembro superior respecto al eje transversal, su movimiento se realiza hacia la parte frontal de la anatomía humana, este movimiento tiene una amplitud de 0 a 180°.

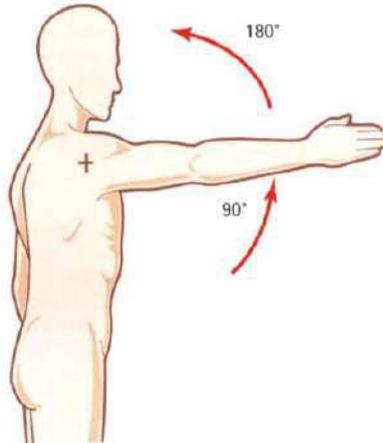


Figura 7-2: Fisiología del hombro, flexión
Fuente: (Kapandji A., 2006)

2.2.11.2 Aducción

Los movimientos de aducción se realizan a partir de la posición anatómica en el plano frontal, la aducción pura es imposible debido a la presencia del tronco. Partiendo de la posición anatómica, no puede existir aducción si esta no se combina con:

- Una extensión: esta combinación provoca una aducción muy leve.



Figura 8-2: Fisiología del hombro, aducción – extensión
Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Una flexión: esta combinación provoca una aducción entre 30 y 45°.



Figura 9-2: Fisiología de hombro, Aducción – flexión
Fuente: (Kapandji A., 2006)

2.2.11.3 La abducción

En estos movimientos el miembro superior gira alrededor de eje anteroposterior, alejando el miembro superior del tronco, la abducción se realiza en el plano frontal. La amplitud de la abducción va desde 0 hasta los 180°, en los 180° el brazo está en posición vertical. La abducción por movimientos musculares y giros articulares, pasa por 3 estados:

- Abducción de amplitud de 0° a 60°, esta puede realizarse únicamente en la articulación glenohumeral:

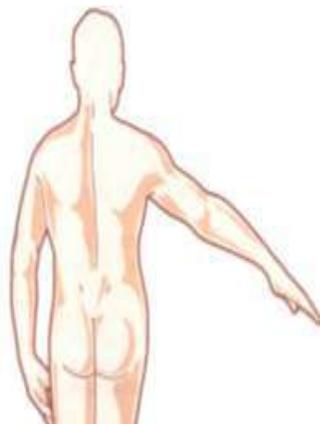


Figura 10-2: Fisiología del hombro, Abducción de 60° a 120°
Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Abducción de amplitud de 60° a 120° , esta requiere el giro de la articulación escapulotorácica.



Figura 11-2: Fisiología del hombro, Abducción de 60° a 120°
Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Abducción de amplitud de 120° a 180° , esta utiliza las articulaciones glenohumeral y escapulotorácica y también la inclinación del lado opuesto del tronco. (Kapandji A., 2006)

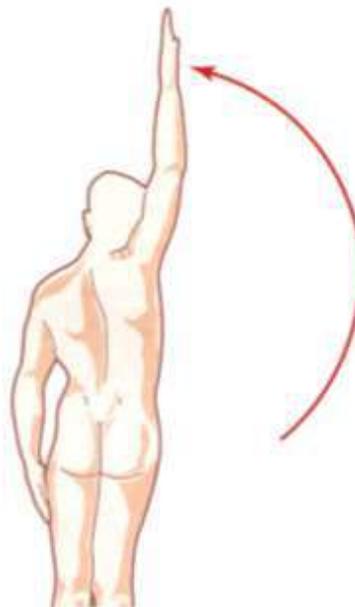


Figura 12-2: Fisiología del hombro, Abducción de 120° a 180°
Fuente: (Kapandji A., 2006)

2.2.11.4 La rotación del brazo sobre su eje longitudinal

Este movimiento puede realizarse en cualquier posición del hombro. Se trata de la rotación voluntaria o adjunta de las articulaciones con tres ejes y tres grados de libertad. Esta rotación se mide en la posición anatómica del brazo.

- Posición anatómica, para medir la amplitud de estos movimientos de rotación, el codo debe estar flexionado a 90° . Si no se realiza esta flexión, este movimiento sería parte de los movimientos de pronosupinación de antebrazo. En la rehabilitación la posición de inicio más usadas es la de rotación interna de 30° respecto a la posición anatómica, esto debido a que en esa posición los rotadores están en equilibrio. A esta posición se la llama posición anatómica fisiológica.

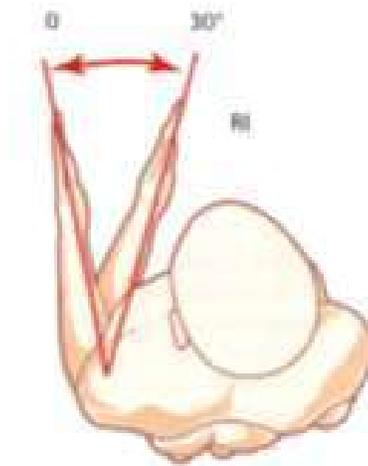


Figura 13-2: Fisiología del hombro, Rotación del hombro sobre su eje longitudinal, posición anatómica

Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Rotación externa: El giro de este movimiento genera una amplitud de 80° , el giro no alcanza los 90° . La amplitud total de 80° no se utiliza normalmente en esta posición. La rotación externa más importante y utilizada con respecto a lo funcional, es la amplitud correspondiente entre la posición anatómica fisiológica (rotación interna 30°) y la posición anatómica clásica (rotación 0°).

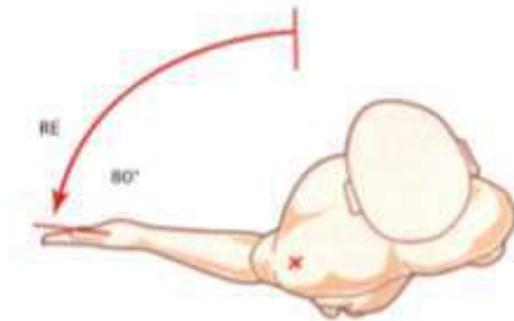


Figura 14-2: Fisiología del hombro, Rotación externa
 Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Rotación interna: Este movimiento genera una amplitud de 100 a 110°. Para realizar este movimiento se necesita que el antebrazo pase por detrás del tronco, lo que otorga cierto grado de extensión al hombro. En este movimiento la mano alcanza la espalda. (Kapandji A., 2006)

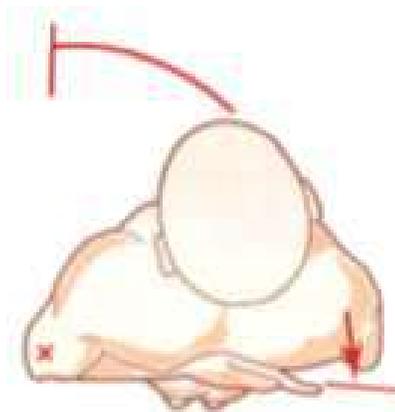


Figura 15-2: Fisiología del hombro, rotación interna
 Fuente: (Kapandji A., 2006)

2.2.11.5 Flexo extensión horizontal

Este movimiento hace girar al miembro superior alrededor de una sucesión de ejes verticales, debido a que el movimiento se realiza alrededor de la articulación escapulotorácica y glenohumeral.

- Posición anatómica: Debido a que en este movimiento el miembro superior está en abducción un ángulo de 90° en el plano frontal, hace que actúen los siguientes músculos:

- músculo deltoides
- músculo supraespinoso
- músculo trapecio
- músculo serrato anterior.

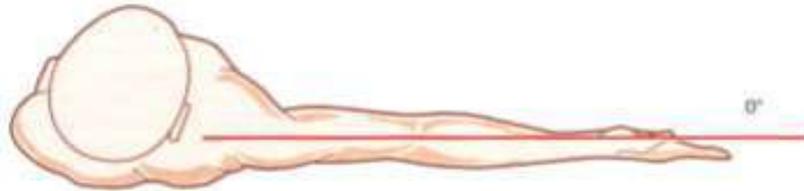


Figura 16-2: Fisiología del hombro, Flexo-extensión horizontal, posición anatómica
Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Flexión horizontal, este movimiento involucra la flexión y la aducción de 140° de amplitud, los músculos que actúan son los siguientes:

- músculo deltoides
- músculo subescapular;
- músculos pectorales mayor y menor;
- músculo serrato anterior.

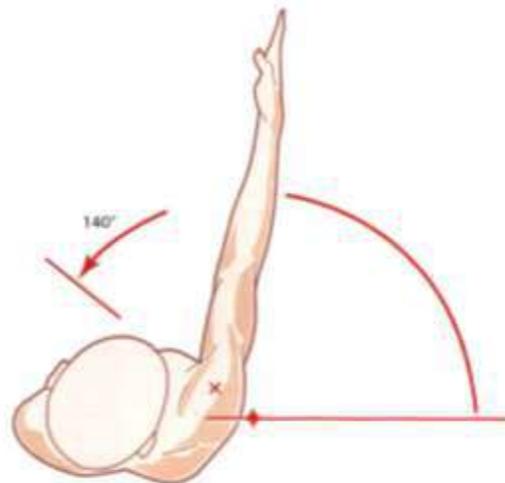


Figura 17-2: Fisiología del hombro, flexión horizontal
Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Extensión horizontal, este movimiento involucra a la extensión y la aducción de menor amplitud, 30 a 40°, los músculos que accionan son los siguientes:
 - músculo deltoides

- músculo supraespinoso;
- músculo infraespinoso;
- músculos redondos mayor y menor;
- músculo romboides;
- músculo trapecio
- músculo dorsal ancho. (Kapandji A., 2006)

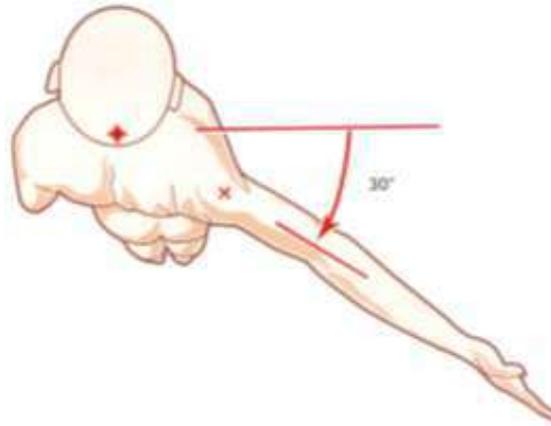


Figura 18-2: Fisiología del hombro, extensión horizontal
Fuente: (Kapandji A., 2006)

2.2.12 Fisiología del codo

2.2.12.1 Extensión y flexión

- Extensión. Es el movimiento que dirige el antebrazo hacia atrás.

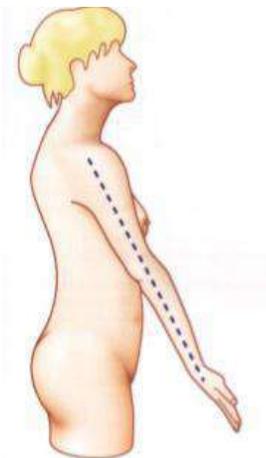


Figura 19-2: Fisiología del codo, extensión
Fuente: (Kapandji A., 2006)

- Flexión. Es el movimiento que dirige el antebrazo hacia delante, de tal forma que la cara anterior del antebrazo contacta con la cara anterior del brazo. La amplitud de la flexión activa es de 140° a 145°.

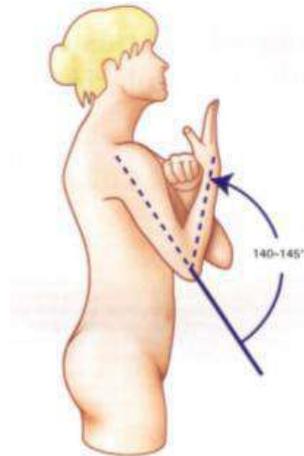


Figura 20-2: Fisiología del codo, flexión
Fuente: (Kapandji A., 2006)

2.2.12.2 Pronosupinación

La pronosupinación sólo puede analizarse con el codo flexionado 90° y pegado al cuerpo en su posición anatómica o posición cero, determinada por la dirección del pulgar hacia arriba y de la palma de la mano hacia dentro, esta posición no es pronación ni supinación. Es a partir de esta posición intermedia o posición cero que se miden las amplitudes de los movimientos de pronosupinación.

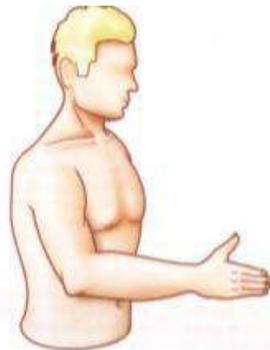


Figura 21-2: Fisiología del codo, pronosupinación
Fuente: (Kapandji A., 2006)

La posición de supinación se realiza cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con el pulgar hacia fuera.

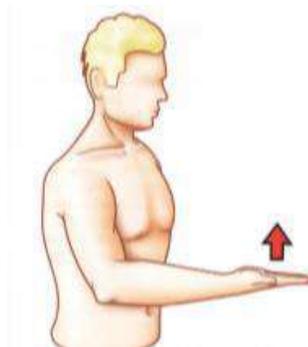


Figura 22-2: Fisiología del codo, supinación
Fuente: (Kapandji A., 2006)

La mano, en posición de supinación, se sitúa en el plano horizontal; la amplitud del movimiento de supinación es entonces de 90°.



Figura 23-2: Giro de supinación
Fuente: (Kapandji A., 2006)

La posición de pronación se realiza cuando la palma de la mano esta hacia bajo y el pulgar hacia dentro.

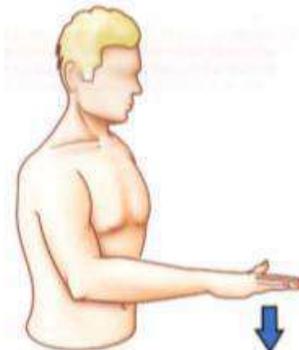


Figura 24-2: Fisiología del codo, pronación
Fuente: (Kapandji A., 2006)

La mano, en posición de pronación, tiene su alcance en el plano horizontal; la amplitud del movimiento de pronación es de 85° . (Kapandji A., 2006)



Figura 25-2: Giro de pronación
Fuente: (Kapandji A., 2006)

2.2.12.3 Análisis cinemático

En exoesqueletos la cinemática se ocupa de analizar del movimiento en cada enlace del robot, con respecto a un punto de referencia. En la cinemática del robot existen 2 tipos fundamentales a analizar:

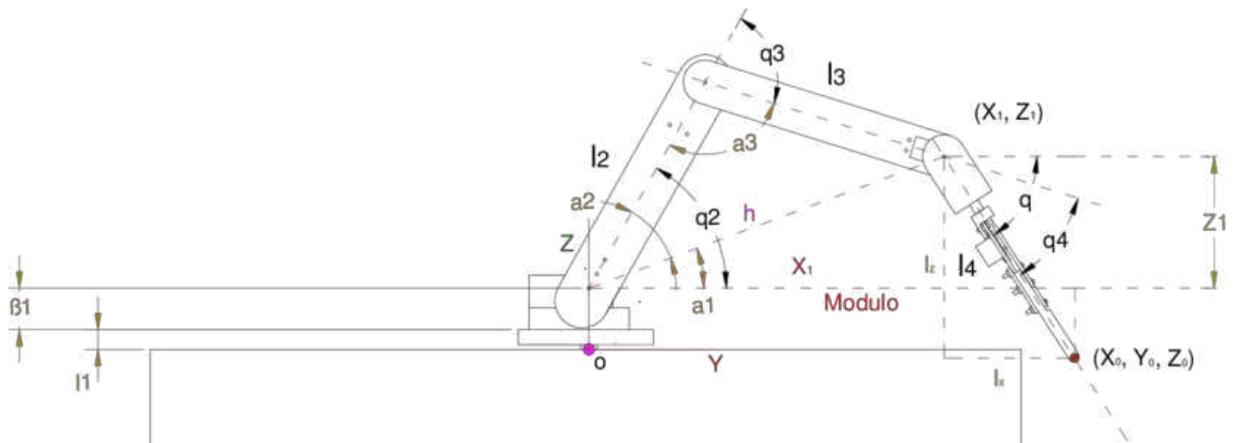


Figura 26-2: Cinemática de brazo robótico
Fuente: (Medina, 2016)

➤ Cinemática directa:

Consiste en determinar la posición y la orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conocidos los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del robot.

➤ Cinemática inversa:

Consiste en resolver la configuración que debe adoptar el robot para una posición y orientación del extremo conocido. (Barrientos, 2005)

Método vectorial

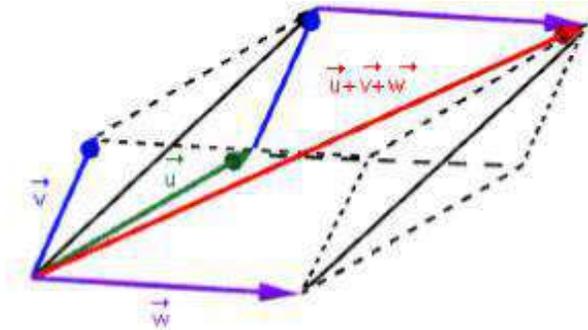


Figura 27-2: Método vectorial para el análisis cinemático
Fuente: (Gonzales, 2015)

Para el análisis cinemático existen diferentes métodos, uno de estos es el método vectorial, el cual se ha utilizado en esta investigación. La posición del extremo de un mecanismo de brazo abierto está definido por la suma de vectores, mediante un sistema de referencia se toma el origen de este y se traza un vector hacia la parte del motor donde produce un giro al siguiente elemento de la cadena abierta, desde ese punto se traza otro vector hasta la parte de otro motor donde produce otro giro, y así hasta terminar con la cadena cinemática, la unión del vector desde el origen de coordenadas hasta la punta del ultimo vector es el vector posición, la derivada del vector posición respecto al tiempo nos da el vector velocidad. (Roda, Mata, & Albelda, 2016)

2.2.12.4 *Análisis Dinámico*

El Principio de las Potencias Virtuales, también se lo llama Principio de Jourdain tiene diferencias con las Leyes de Newton. Las diferencias se pueden decir que son las siguientes:

- El principio de trabajos virtuales permite establecer cuando un sistema mecánico se encuentra en equilibrio estático, a diferencia de las ecuaciones de Newton no establece de un modo directo las ecuaciones del movimiento de un sistema mecánico en el caso general. Es decir, si se quiere resolver mediante Potencias Virtuales un problema dinámico, es necesario realizar en primer lugar

el Principio de D' Alembert, para convertir un problema dinámico en un problema supuestamente estático.

Al contrario de las leyes de Newton, las cuales plantean ecuaciones compuestas por magnitudes vectoriales, el Principio de las Potencias Virtuales utiliza ecuaciones escalares, cuyos términos son potencias, es decir el producto escalar de fuerza por velocidad. Con las ecuaciones de Newton generalmente se descompone el sistema mecánico en barras que lo componen. Este proceso se realiza por medio de diagramas de cuerpo libre donde, se rompen los pares cinemáticos que unen los elementos, los elementos eliminados son sustituidos por las reacciones. Mediante las leyes de Newton aparecen de un modo natural las fuerzas internas o de reacción. En cambio, en potencias virtuales se trabaja sobre el sistema mecánico completo es decir las fuerzas internas no aparecen en la formulación de Potencias Virtuales y, por lo tanto, no pueden encontrarse de manera directa.

En el método mediante leyes de Newton en casos planos se tiene dos ecuaciones escalares de fuerzas y una de momentos para cada barra móvil del mecanismo, más las ecuaciones que se obtengan a mediante la tercera ley de Newton. Se puede tener una analogía entre la ecuación de Grübler y el número de ecuaciones e incógnitas que se obtienen con un planteamiento de Newton. En cambio, trabajando con el Principio de las Potencias Virtuales se obtienen tantas ecuaciones escalares como grados de libertad tenga el mecanismo, de manera independiente del número de barras que lo forman. La velocidad virtual es cualquier velocidad que pertenezca a un conjunto de velocidades, reales o ficticias, que sean compatibles con las restricciones cinemáticas del mecanismo. Potencia virtual es la aportada por fuerzas y pares de fuerzas que actúan sobre el sistema mecánico debida a una distribución de velocidades virtuales.

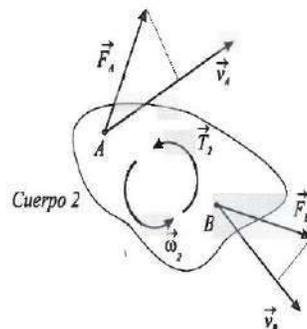


Figura 28-2: Potencias virtuales
Fuente: (Roda, Mata, & Albelda, 2016)

Como se puede observar el método de potencias virtuales trata acerca de productos escalares, entonces solo genera potencia la proyección de la acción en la dirección de la correspondiente velocidad. Potencias positivas suponen que el mecanismo incrementaría su energía y potencias negativas que la perdería, para el conjunto de velocidades virtuales considerado. (Roda, Mata, & Albelda, 2016)

2.2.13 *Impresión 3D y características del filamento PLA*

La impresión 3D es una técnica de manufactura por adición, para que los diseños 3D realizados en computadora poderlos materializar mediante la superposición de capas, existen diferentes materiales que se utilizan en la impresión 3D, entre estos se encuentra el PLA, el cual es el más utilizado por su existencia en el mercado, y propiedades que lo caracterizan para sus diferentes aplicaciones.

El PLA es un termoplástico también llamado ácido láctico o poliácido láctico, este material es de los más utilizados por la impresión 3D, eso debido a su bajo punto de fusión, la temperatura de impresión va de los 180° C a los 220° C, su impresión da un olor agradable y no toxico debido a que su materia prima proviene del maíz, por lo que se puede decir que es un material ecológico. Otra ventaja de este material es su excelente laminación del objeto impreso, una alta calidad de impresión, incluso en los detalles difíciles.

Tabla 3-2: Propiedades mecánicas del PLA

Propiedad	Valor	Unidad
Densidad	1240	kg/m ³
Módulo de Young	2346,9	MPa
Coefficiente de Poisson	0,38	
Resistencia a la tracción	50	MPa
Resistencia a la compresión	70	MPa

Fuente: (Ñauta & Vergara, 2017)

Una de las aplicaciones de la impresión 3D se encuentra en la creación de prototipos, principalmente para la creación de geometrías de difícil obtención, así se evitan gastos en la creación de piezas del prototipo, es muy importante tener en cuenta las propiedades del PLA para la aplicación que se vaya a utilizar. (Ñauta & Vergara, 2017)

CAPÍTULO III

3. DISEÑO DE INVESTIGACIÓN

3.1 Análisis cinemático

3.1.1 Posición del extremo P

El análisis de posición del rehabilitador se ha realizado mediante el método vectorial, donde se tienen matrices de rotación y traslación, considerando que la matriz de rotación se toma el punto fijo de referencia, mientras que la matriz de traslación se toma el punto anterior como referencia para cada vector, en la figura 1-3, se puede observar la configuración de los vectores.

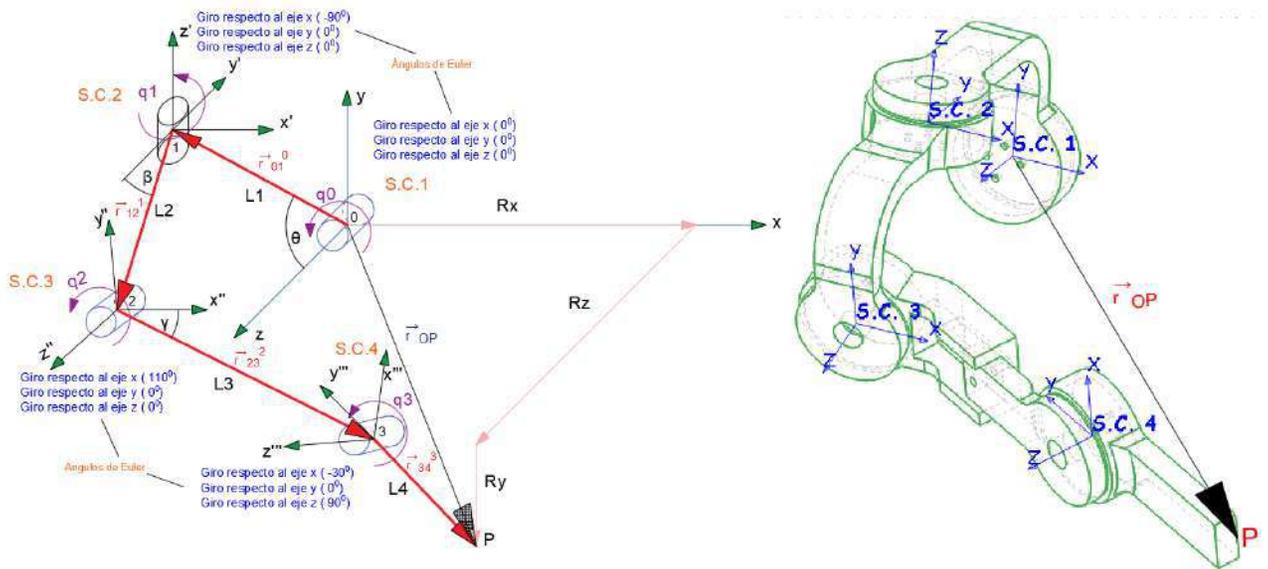


Figura 1-3 Posición del exoesqueleto

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Para obtener la posición del punto p desde el punto de referencia 0, se aplica una suma de vectores como se muestra a continuación:

$$\vec{r}_{OP} = \vec{r}_O^f + R_0^f * \vec{r}_{O1}^0 + R_1^f * \vec{r}_{12}^1 + R_2^f * \vec{r}_{23}^2 + R_3^f * \vec{r}_{34}^3$$

Dónde:

Matriz de posición inicial respecto al sistema de referencias fijo

$$\vec{r}_0^f = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Matriz de rotación de la posición inicial respecto al eje fijo

Giro respecto al eje x (0°)

Giro respecto al eje y (0°)

Giro respecto al eje z (0°)

$$R_0^f = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos(q_0) & -\sin(q_0) & 0 \\ \sin(q_0) & \cos(q_0) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matriz de posición 1 respecto al sistema de referencias inicial

$$\vec{r}_{01}^0 = \begin{bmatrix} 0 \\ L1 * \sin(\theta) \\ L1 * \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

Matriz de rotación de la posición 1 respecto al eje fijo

Giro respecto al eje x (-90°)

Giro respecto al eje y (0°)

Giro respecto al eje z (0°)

$$R_1^f = R_0^f * \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos(q_1) & -\sin(q_1) & 0 \\ \sin(q_1) & \cos(q_1) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Matriz de posición 2 respecto al sistema de referencia 1

$$\vec{r}_{12}^1 = \begin{bmatrix} 0 \\ -L2 * \cos(\beta) \\ -L2 * \sin(\beta) \end{bmatrix}$$

$$((\cos(a) * \sin(q_0))/2 + (433 * \sin(q_2) * (\sin(a) * \sin(q_0) + \cos(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1)))/500 - (433 * \cos(q_0) * \cos(q_1) * \cos(q_2))/500 - (\sin(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1))/2)) - L_3 * \sin(\gamma) * (\cos(a) * \sin(q_0) - \sin(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1)) + L_2 * \cos(q_0) * \sin(q_1) * \cos(\beta)$$

$$R_y = L_4 * (\cos(q_3) * ((433 * \sin(q_2) * (\sin(a) * \cos(q_0) - \cos(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1)))/500 + (\cos(a) * \cos(q_0))/2 + (433 * \cos(q_1) * \cos(q_2) * \sin(q_0))/500 + (\sin(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1))/2) + \sin(q_3) * (\cos(q_2) * (\sin(a) * \cos(q_0) - \cos(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1)) - \cos(q_1) * \sin(q_0) * \sin(q_2))) + L_1 * \sin(\theta) * \cos(q_0) - L_2 * \cos(q_0) * \sin(\beta) + L_3 * \cos(\gamma) * (\sin(q_2) * (\sin(a) * \cos(q_0) - \cos(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1)) + \cos(q_1) * \cos(q_2) * \sin(q_0)) + L_3 * \sin(\gamma) * (\cos(a) * \cos(q_0) + \sin(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1)) + L_2 * \sin(q_0) * \sin(q_1) * \cos(\beta)$$

$$R_z = L_1 * \cos(\theta) - L_4 * (\cos(q_3) * ((433 * \cos(q_2) * \sin(q_1))/500 - (\sin(a) * \cos(q_1))/2 + (433 * \cos(a) * \cos(q_1) * \sin(q_2))/500) - \sin(q_3) * (\sin(q_1) * \sin(q_2) - \cos(a) * \cos(q_1) * \cos(q_2))) + L_2 * \cos(q_1) * \cos(\beta) - L_3 * \cos(\gamma) * (\cos(q_2) * \sin(q_1) + \cos(a) * \cos(q_1) * \sin(q_2)) + L_3 \sin(q_3) * \sin(a) * \cos(q_1)$$

Dónde:

L_1 es la distancia del centro de rotación del motor 1 al centro de rotación del motor 2

L_2 es la distancia del centro de rotación del motor 2 al centro de rotación del motor 3

L_3 es la distancia del centro de rotación del motor 3 al centro de rotación del motor 4

L_4 es la distancia del centro de rotación del motor 4 al extremo del elemento 4

q_0 es el ángulo de giro del motor 1

q_1 es el ángulo de giro del motor 2

q_2 es el ángulo de giro del motor 3

q_3 es el ángulo de giro del motor 4

El vector \vec{r}_{OP} , se utiliza para encontrar todas las trayectorias de los 4 movimientos analizados en este trabajo, tomando en cuenta los ángulos de giro que son variables y constantes en cada movimiento.

3.1.2 Trayectorias generadas por el prototipo

3.1.2.1 Abducción de hombro

En este movimiento articular se tiene el Angulo q_0 como variable, mientras que los ángulos de giro q_1, q_2, q_3 son constantes como se puede observar en la figura 2-3.

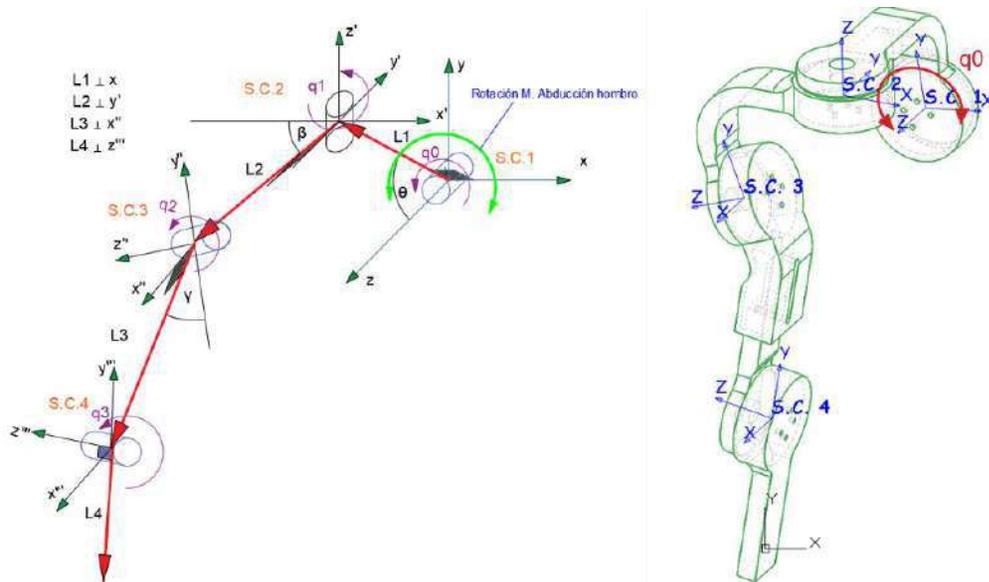


Figura 2-3: Rotación del motor q_0 , movimiento de abducción de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

A continuación, en la Figura 3-3, se muestra la gráfica de torque vs posición para el movimiento de abducción de hombro.

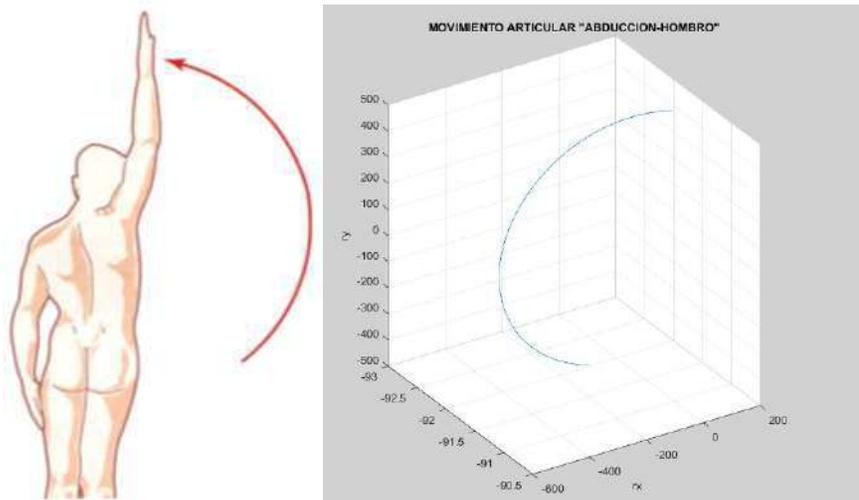


Figura 3-3: Movimiento articular, Abducción de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.1.2.2 Extensión y flexión de hombro

En este movimiento articular se tiene el Angulo q_2 como variable, mientras que los ángulos de giro q_0 , q_1 , q_3 son constantes como se puede observar en la figura 4-3.

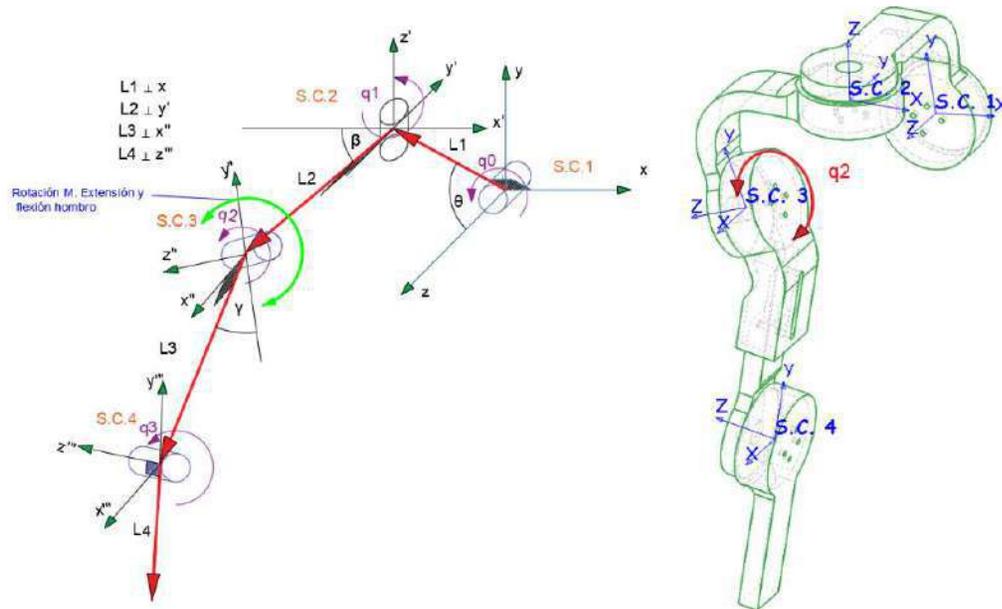


Figura 4-3: Rotación del motor q_2 , movimiento de flexión y extensión del hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

A continuación, en la Figura 5-3, se muestra la gráfica de torque vs posición para el movimiento de extensión y flexión de hombro.

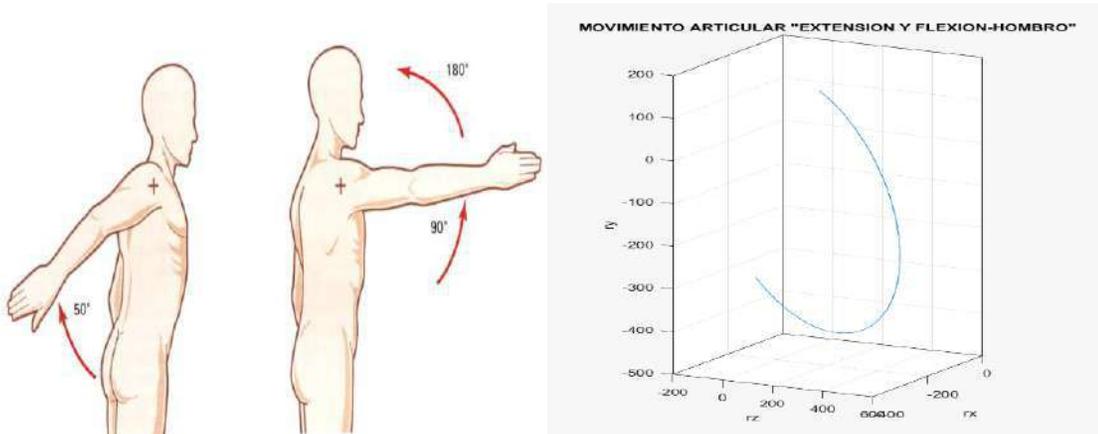


Figura 5-3: Movimiento articular, extensión y flexión de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.1.2.3 Rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

En este movimiento articular se tiene el Angulo q_1 como variable, mientras que los ángulos de giro q_0, q_2, q_3 son constantes como se puede observar en la figura 6-3.

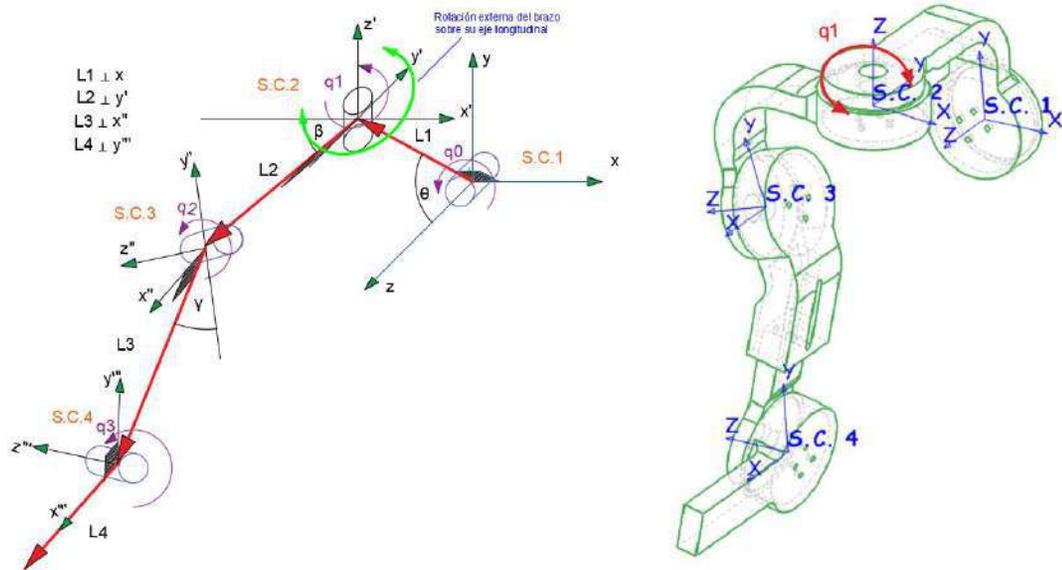


Figura 6-3: Rotación del motor q_1 , movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

A continuación, en la Figura 7-3, se muestra la gráfica de torque vs posición para el movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal.

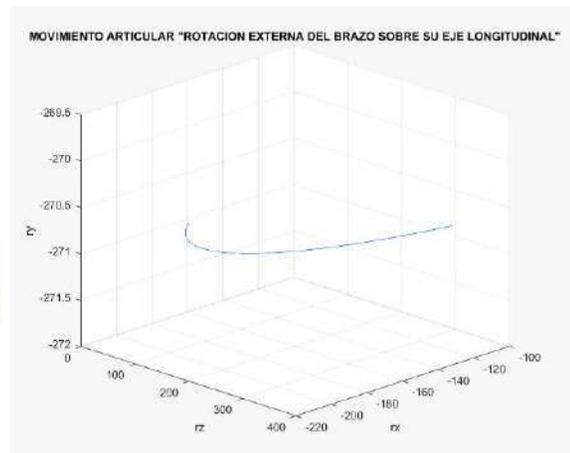
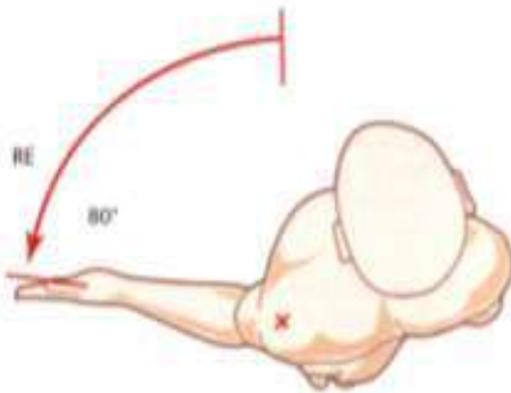


Figura 7-3: Movimiento articular, rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.1.2.4 Extensión y flexión de codo

En este movimiento articular se tiene el Angulo q_3 como variable, mientras que los ángulos de giro q_0, q_1, q_2 son constantes como se puede observar en la figura 8-3.

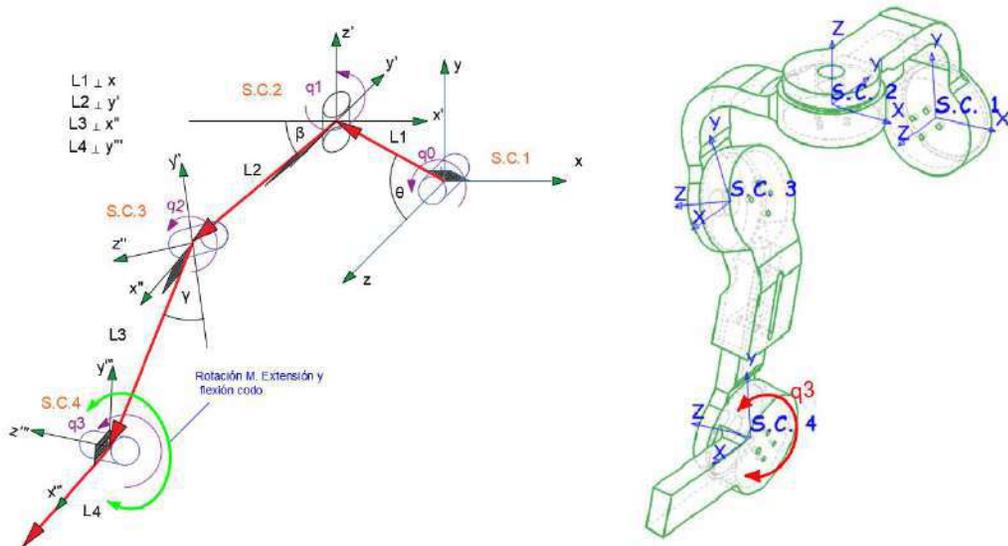


Figura 8-3: Rotación del motor q_0 , movimiento de extensión y flexión del codo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

A continuación, en la Figura 9-3, se muestra la gráfica de torque vs posición para el movimiento de extensión y flexión de codo.

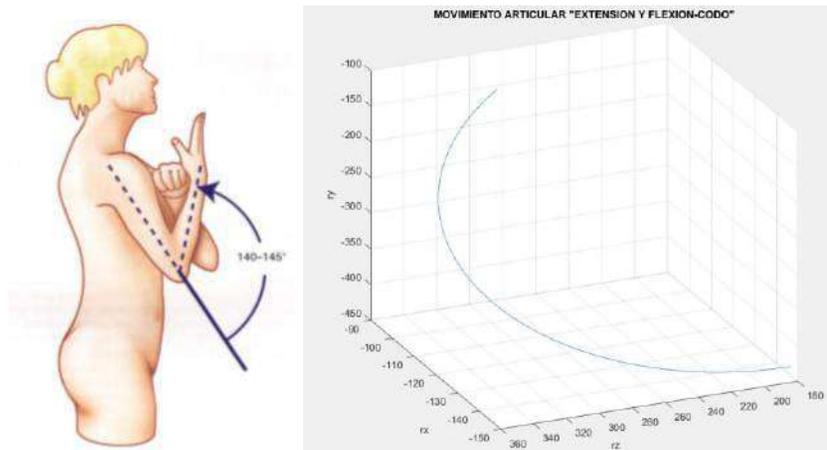


Figura 9-3: Movimiento articular, extensión y flexión del codo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.2 Análisis de fuerzas y torques

El análisis de fuerzas se realizó por el método de potencias virtuales, con este análisis se obtiene el torque necesario para que el mecanismo pueda realizar los movimientos requeridos.

3.2.1 Torque movimiento Abducción de hombro

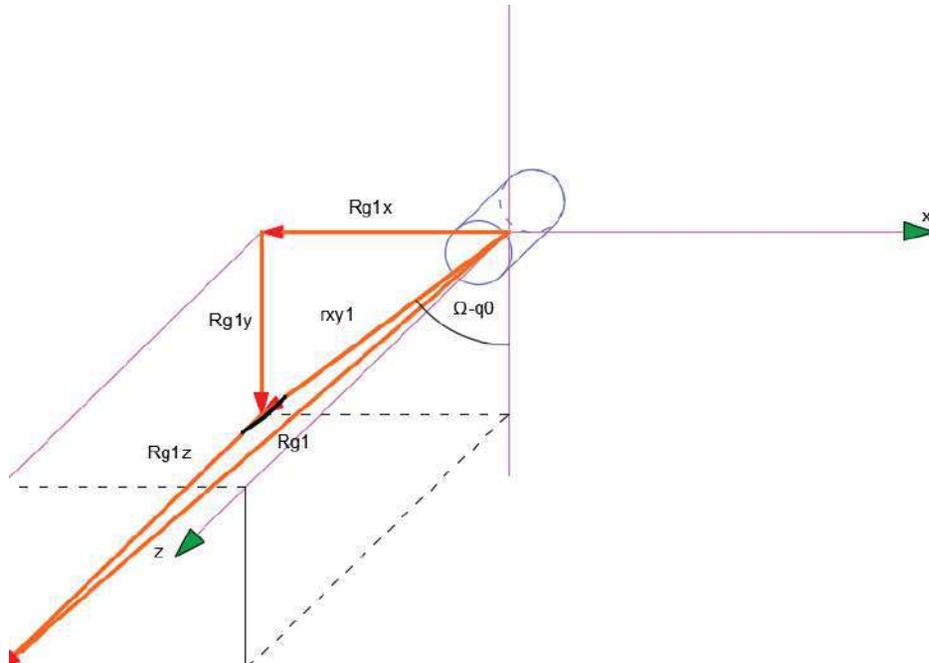


Figura 10-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El vector posición desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de abducción de hombro, esta descrito por el siguiente vector:

$$\vec{R}_{g1} = [-r_{xy1} * \sin(\Omega - q_0); -r_{xy1} * \cos(\Omega - q_0); r_{g1z}]$$

Dónde:

r_{xy1} es la proyección del vector \vec{R}_{g1} sobre el plano XY

r_{g1z} es la proyección del vector $\overline{R_{g1}}$ sobre el eje z

Ω es el ángulo entre r_{xy1} y el eje Y negativo cuando $q_0=0$

El vector velocidad desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de abducción de hombro, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overline{v_{g1}} = [q_{0p} * r_{xy1} * \cos(\Omega - q_0); -q_{0p} * r_{xy1} * \sin(\Omega - q_0); 0]$$

Dónde:

q_{0p} es la velocidad a la que gira el motor 1

r_{xy1} es la proyección del vector $\overline{R_{g1}}$ sobre el plano XY

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

Ω es el ángulo entre r_{xy1} y el eje Y negativo cuando $q_0=0$

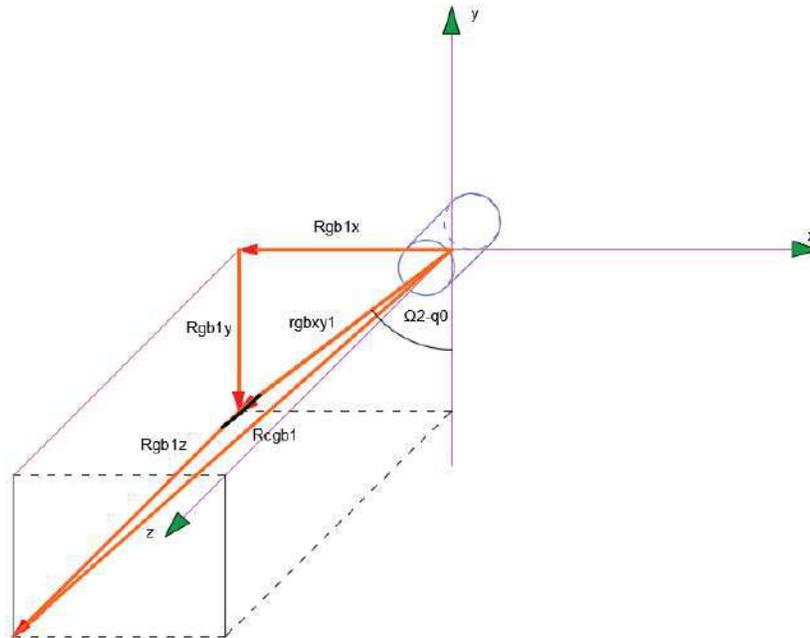


Figura 11-3: El vector posición desde el origen del sistema de referencia al centro de gravedad del miembro superior.

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El vector posición desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del miembro superior, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{R_{cgb1}} = [-r_{gbxy1} * \sin(\Omega_2 - q_0); -r_{gbxy1} * \cos(\Omega_2 - q_0); r_{gb1z}]$$

Dónde:

r_{gbxy1} es la proyección del vector $\overrightarrow{R_{cgb1}}$ sobre el plano XY

r_{gb1z} es la proyección del vector $\overrightarrow{R_{cgb1}}$ sobre el eje z

Ω_2 es el ángulo entre r_{gbxy1} y el eje Y negativo cuando $q_0=0$

El vector velocidad desde el origen del sistema de referencia al centro de gravedad del miembro superior, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{v_{cgb1}} = [q_{0p} * r_{gbxy1} * \cos(\omega_2 - q_0); -q_{0p} * r_{gbxy1} * \sin(\omega_2 - q_0); 0]$$

Dónde:

q_{0p} es la velocidad a la que gira el motor 1

r_{gbxy1} es la proyección del vector $\overrightarrow{R_{cgb1}}$ sobre el plano XY

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

Ω_2 es el ángulo entre r_{gbxy1} y el eje Y negativo cuando $q_0=0$

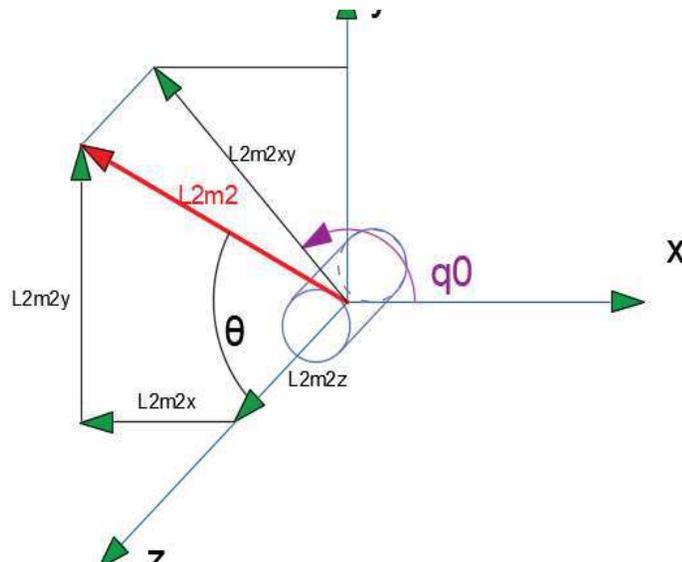


Figura 12-3: El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 2

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 2, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{L_{2m2}} = [L_1 * \sin(\theta) * \sin(q_0); L_1 * \sin(\theta) * \cos(q_0); L_1 * \cos(\theta)]$$

Dónde:

θ es el ángulo medido entre el vector $\overrightarrow{L_{2m2}}$ y el eje Z

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

L_1 es la longitud de la distancia desde el motor 1 al motor 2.

El vector velocidad medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 2, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{v_{l2m2}} = [q_{0p} * L_1 * \sin(\theta) * \cos(q_0); -q_{0p} * L_1 * \sin(\theta) * \sin(q_0); 0]$$

Dónde:

q_{0p} es la velocidad a la que gira el motor 1

θ es el ángulo medido entre el vector $\overrightarrow{L_{2m2}}$ y el eje Z

L_1 es la longitud de la distancia desde el motor 1 al motor 2.

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

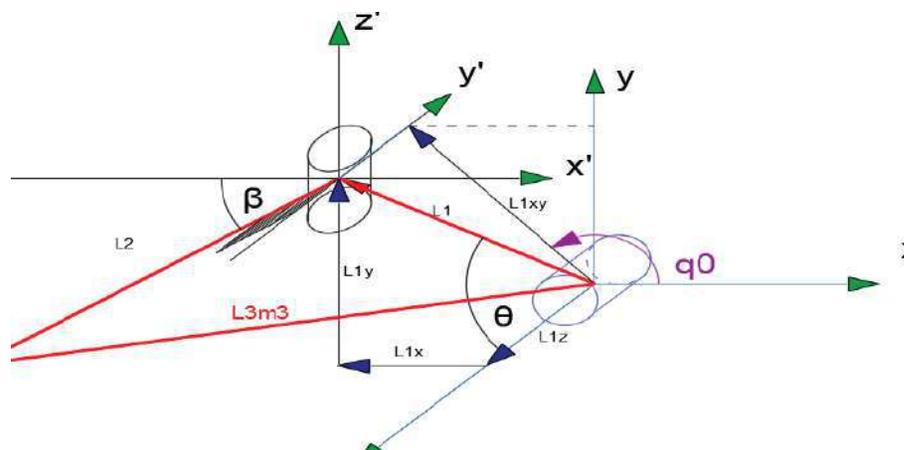


Figura 13-3:El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 3

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 3, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{L_{3m3}} = [L_2 * \sin(\beta) * \sin(q_0) - L_1 * \sin(\theta) * \sin(q_0) + L_2 * \cos(\beta) * \cos(q_0) * \sin(q_1);$$

$$L_1 * \sin(\theta) * \cos(q_0) - L_2 * \sin(\beta) * \cos(q_0) + L_2 * \cos(\beta) * \sin(q_0) * \sin(q_1);$$

$$L_1 * \cos(\theta) + L_2 * \cos(q_1) * \cos(\beta)]$$

Dónde:

θ es el ángulo medido entre el vector $\overrightarrow{L_{2m2}}$ y el eje Z

L_1 es la longitud de la distancia desde el motor 1 al motor 2

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

q_1 es el ángulo de rotación del motor 2

L_2 es la longitud de la distancia desde el motor 2 al motor 3

β es el ángulo medido entre L_2 y el eje X' negativo

El vector velocidad medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 3, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{v_{l3m3}} = [q_{0p} * L_2 * \sin(\beta) * \cos(q_0) - q_{0p} * L_1 * \sin(\theta) * \cos(q_0) - q_{0p} * L_2 * \cos(\beta) * \sin(q_0) * \sin(q_1); -q_{0p} * L_1 * \sin(\theta) * \sin(q_0) + q_{0p} * L_2 * \sin(\beta) * \sin(q_0) + q_{0p} * L_2 * \cos(\beta) * \cos(q_0) * \sin(q_1); 0]$$

Dónde:

θ es el ángulo medido entre el vector $\overrightarrow{L_{2m2}}$ y el eje Z

L_1 es la longitud de la distancia desde el motor 1 al motor 2

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

q_1 es el ángulo de rotación del motor 2

L_2 es la distancia desde el motor 2 al motor 3

β es el ángulo medido entre L_2 y el eje X' negativo

q_{0p} es la velocidad a la que gira el motor 1

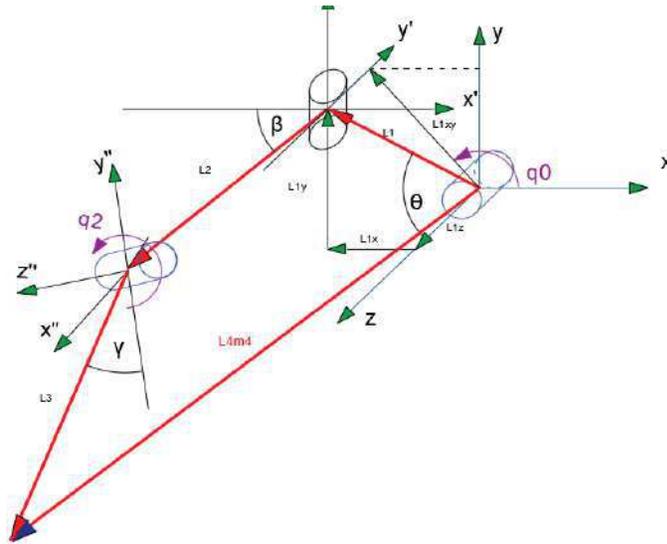


Figura 14-3: El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 4
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El vector posición medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 4, esta descrito por el siguiente vector:

$$\begin{aligned} \overrightarrow{L_{4m4}} = & [L_2 * \sin(\beta) * \sin(q_0) - L_3 * \cos(\gamma) * (\sin(q_2) * (\sin(a) * \sin(q_0) + \cos(a) * \cos(q_0) * \\ & \sin(q_1)) - \cos(q_0) * \cos(q_1) * \cos(q_2)) - L_1 * \sin(\theta) * \sin(q_0) - L_3 * \sin(\gamma) * (\cos(a) * \\ & \sin(q_0) - \sin(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1)) + L_2 * \cos(\beta) * \cos(q_0) * \sin(q_1); L_1 * \sin(\theta) * \cos(q_0) - \\ & L_2 * \cos(\theta) * \sin(\beta) + L_3 * \cos(\gamma) * (\sin(q_2) * (\sin(a) * \cos(q_0) - \cos(a) * \sin(q_0) * \\ & \sin(q_1)) + \cos(q_1) * \cos(q_2) * \sin(q_0)) + L_3 * \sin(\gamma) * (\cos(a) * \cos(q_0) + L_3 * \sin(\gamma) * \\ & (\sin(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1)) + L_2 * \cos(\beta) * \sin(q_0) * \sin(q_1); L_1 * \cos(\theta) + L_2 * \cos(\beta) * \\ & \cos(q_1) - L_3 * \cos(\gamma) * (\cos(q_2) * \sin(q_1) + \cos(a) * \cos(q_1) * \sin(q_2)) + L_3 * \sin(\gamma) * \\ & \sin(a) * \cos(q_1)] \end{aligned}$$

Dónde:

θ es el ángulo medido entre el vector $\overrightarrow{L_{2m2}}$ y el eje Z

L_1 es la longitud de la distancia desde el motor 1 al motor 2

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

q_1 es el ángulo de rotación del motor 2

L_2 es la longitud de la distancia desde el motor 2 al motor 3

L_3 es la longitud de la distancia desde el motor 3 al motor 4

γ es el ángulo medido entre L_3 y el eje Y'' negativo (30°)

β es el ángulo medido entre L_2 y el eje X' negativo

q_2 es el ángulo de rotación del motor 2

a es el ángulo entre el eje Z' y el eje Z''

El vector velocidad medido desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 4, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{v_{l4m4}} = [q_{0p} * L_2 * \sin(\beta) * \cos(q_0) - L_3 * \cos(\gamma) * (\sin(q_2) * (q_{0p} * \sin(a) * \cos(q_0) - q_{0p} * \cos(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1))) + q_{0p} * \sin(q_0) * \cos(q_1) * \cos(q_2)) - L_1 * q_{0p} * \sin(\theta) * \cos(q_0) - L_3 * \sin(\gamma) * (q_{0p} * \cos(a) * \cos(q_0) + q_{0p} * \sin(a) * \sin(q_0) * \sin(q_1)) - q_{0p} * L_2 * \cos(\beta) * \sin(q_0) * \sin(q_1); -q_{0p} * L_1 * \sin(\theta) * \sin(q_0) + L_3 * \cos(\gamma) * (\sin(q_2) * (-q_{0p} * \sin(a) * \sin(q_0) - q_{0p} * \cos(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1))) + q_{0p} * \cos(q_1) * \cos(q_2) * \cos(q_0)) + L_3 * \sin(\gamma) * (-q_{0p} * \cos(a) * \sin(q_0) + q_{0p} * \sin(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1)) + q_{0p} * L_2 * \cos(\beta) * \cos(q_0) * \sin(q_1); 0]$$

Dónde:

θ es el ángulo medido entre el vector $\overrightarrow{L_{2m2}}$ y el eje Z

L_1 es la longitud de la distancia desde el motor 1 al motor 2

q_0 es el ángulo de rotación del motor 1

q_1 es el ángulo de rotación del motor 2

L_2 es la longitud de la distancia desde el motor 2 al motor 3

L_3 es la longitud de la distancia desde el motor 3 al motor 4

γ es el ángulo medido entre L_3 y el eje Y'' negativo (30°)

β es el ángulo medido entre L_2 y el eje X' negativo

q_2 es el ángulo de rotación del motor 2

a es el ángulo entre el eje Z' y el eje Z''

q_{0p} es la velocidad a la que gira el motor 1

Peso de los elementos del prototipo actuantes

$$\vec{p}_1 = m_1 * [0; -g; 0]$$

Dónde:

m_1 es la masa de los elementos actuantes

g es la gravedad (9,81 m/s²)

Peso de los motores

$$\vec{p}_{m2} = m_{m2} * [0; -g; 0]$$

$$\vec{p}_{m3} = m_{m3} * [g; 0; 0]$$

$$\vec{p}_{m4} = m_{m4} * [0; -g; 0]$$

Dónde:

m_{m2} es la masa del motor 2

m_{m3} es la masa del motor 3

m_{m4} es la masa del motor 4

g es la gravedad (9,81 m/s²)

Peso del brazo

$$\vec{f}_{e1} = [0; -f_1; 0]$$

Dónde:

f_1 es el peso del brazo actuante en el movimiento

Torque requerido para realizar el movimiento 1

$$\vec{T}_1 = [0; 0; t_1]$$

Dónde:

t_1 es el módulo del torque requerido para realizar el movimiento de abducción de hombro

$$\vec{T}_1 * \vec{q}_{0p} + \vec{p}_1 * \vec{v}_{g1} + \vec{f}_{e1} * \vec{v}_{cgb1} + \vec{p}_{m2} * \vec{v}_{l2m2} + \vec{p}_{m3} * \vec{v}_{l3m3} + \vec{p}_{m4} * \vec{v}_{l4m4} = 0$$

$$t_1 = -(-f_1 * r_{gbxy1} * \sin(\omega_2 - q_0) - g * m_{m3} * (L_2 * \sin(\beta) * \sin(q_0) - L_1 * \sin(q_0) * \sin(\theta) + L_2 * \cos(\beta) * \cos(q_0) * \sin(q_1)) + g * m_{m4} * (L_3 * \cos(\gamma) * (\sin(q_2) * (\sin(a) * \sin(q_0) + \cos(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1))) - \cos(q_0) * \cos(q_1) * \cos(q_2)) - L_2 * \sin(\beta) * \sin(q_0) + L_1 * \sin(q_0) * \sin(\theta) + L_3 * \sin(\gamma) * (\cos(a) * \sin(q_0) - \sin(a) * \cos(q_0) * \sin(q_1)) - L_2 * \cos(\beta) * \cos(q_0) * \sin(q_1)) + g * m_1 * r_{xy} * \sin(\omega - q_0) + L_1 * g * m_{m2} * \sin(q_0) * \sin(\theta))$$

En la Figura 15-3, se muestran las propiedades de los elementos del prototipo, respecto al sistema de referencias del movimiento de abducción de hombro.

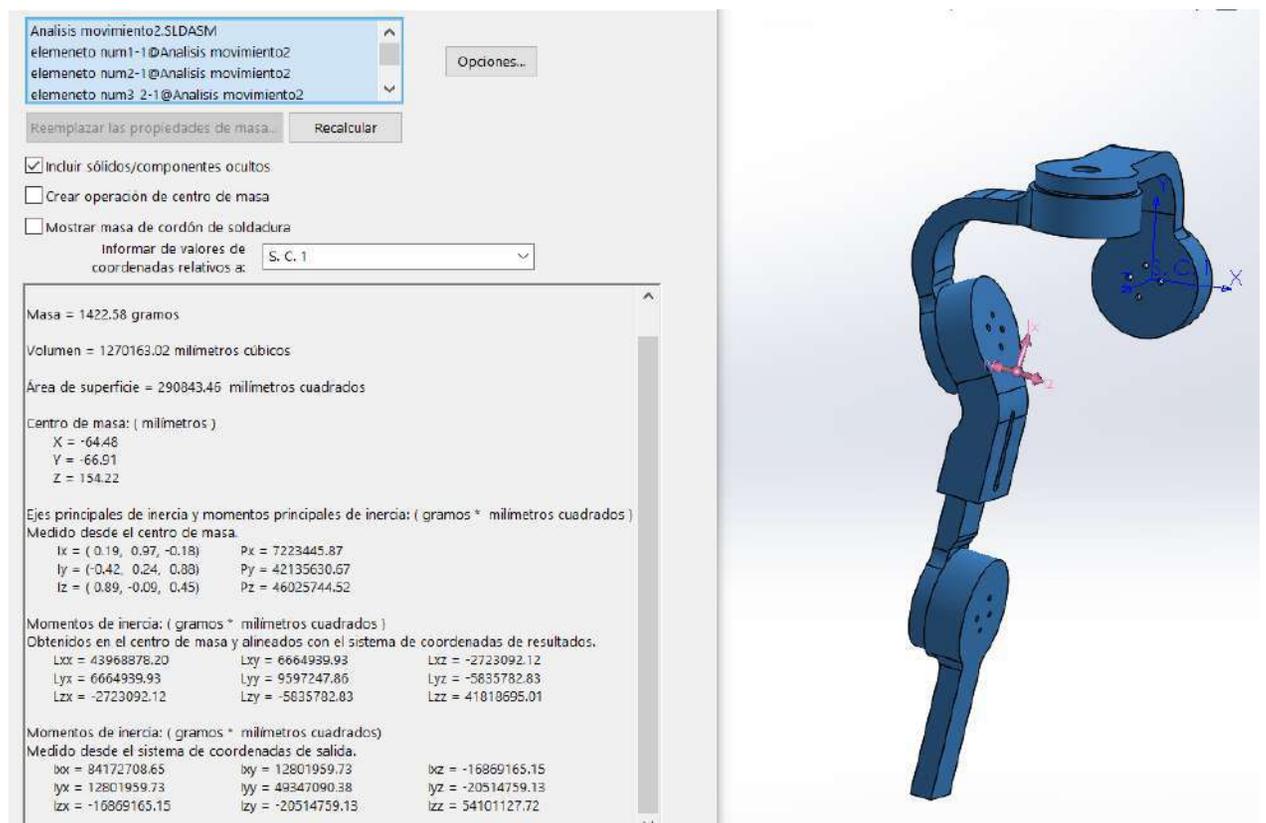


Figura 15-3: Propiedades físicas de prototipo, movimiento de abducción
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 15-3 se obtienen los siguientes datos requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 1,42 kg

Centro de masa

X=-64.48 mm

Y=-66.91 mm

Z=154.22 mm

En la Figura 16-3, se muestran las propiedades del brazo humano, respecto al sistema de referencias del movimiento de abducción de hombro.

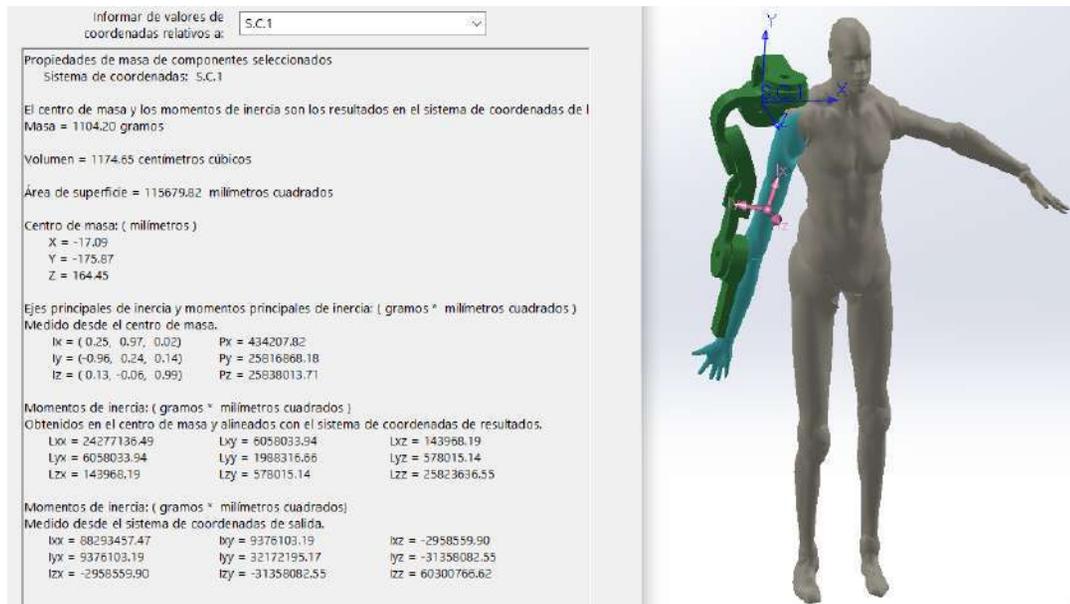


Figura 16-3: Propiedades físicas del brazo promedio de un niño de 13 años
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 16-3 se obtienen los siguientes datos de las propiedades físicas del brazo humano requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 1,10 kg

Centro de masa

X=-17.09 mm

Y=-175.87 mm

Z=164.45 mm

En la Figura 17-3 se tiene la gráfica del torque requerido para movimiento de abducción de hombro (eje y) versus el ángulo de giro q_0 (eje x)

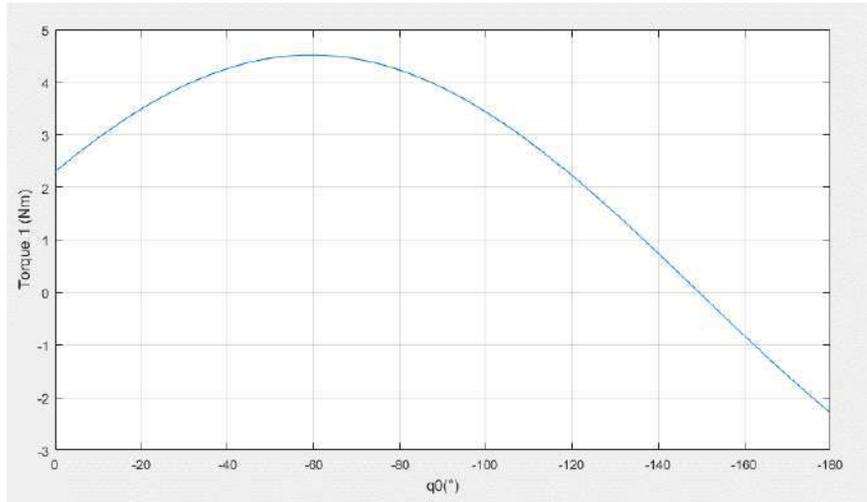


Figura 17-3: Torque del motor 1 vs q_0
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 17-3 se muestra que el torque máximo de 4,7 Nm se encuentra en la posición cuando el motor ha girado -60° de su posición inicial, se realizó un análisis de comprobación mediante el software Adams view, donde se obtuvo un torque máximo de 4,7 Nm.

Last_Run Time= 1.6008 Frame=017

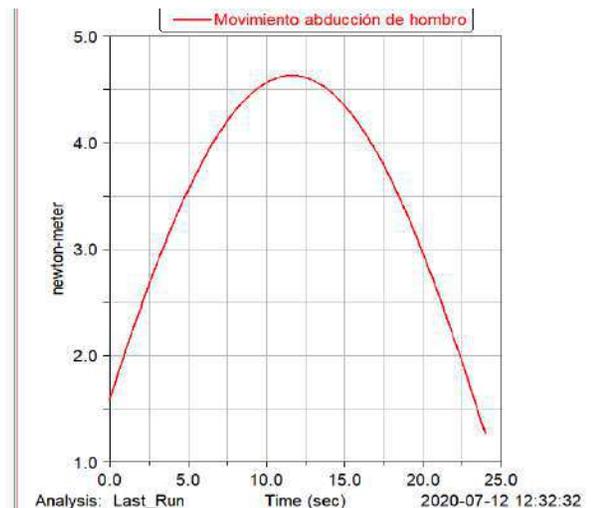


Figura 18-3: Diagrama del torque del motor 1 vs q_0 en el software ADAMS VIEW
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.2.2 Torque movimiento Extensión y flexión de hombro

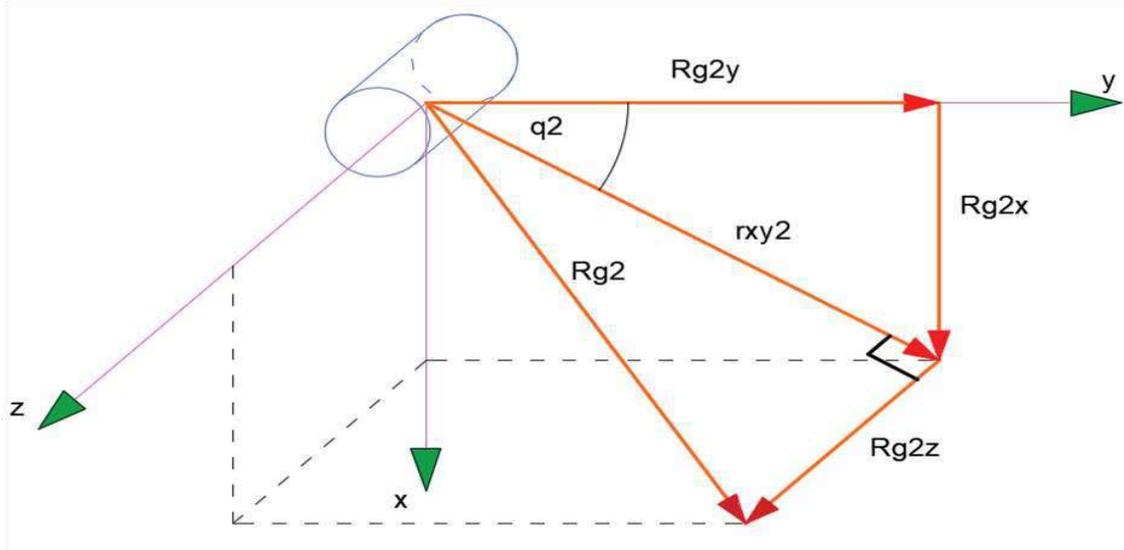


Figura 19-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento 2

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 19-3 se muestra el vector posición $\overrightarrow{R_{g2}}$ desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de extensión y flexión de hombro, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{R_{g2}} = [-r_{xy2} * \sin(q_2); r_{xy2} * \cos(q_2); r_{g2z}]$$

Dónde:

r_{xy2} es la proyección del vector $\overrightarrow{R_{g2}}$ sobre el plano XY

r_{g2z} es la proyección del vector $\overrightarrow{R_{g2}}$ sobre el eje z

q_2 es el ángulo de rotación del motor 3.

El vector velocidad $\overrightarrow{v_{g2}}$ desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de extensión y flexión de hombro, esta descrito por el siguiente vector:

$$\vec{v}_{g2} = [-q_{2p} * r_{xy2} * \cos(q_2); -q_{2p} * r_{xy2} * \sin(q_2); 0]$$

Dónde:

q_{2p} es la velocidad a la que gira el motor 3

r_{xy2} es la proyección del vector \vec{R}_{g2} sobre el plano XY

q_2 es el ángulo de rotación del motor 3

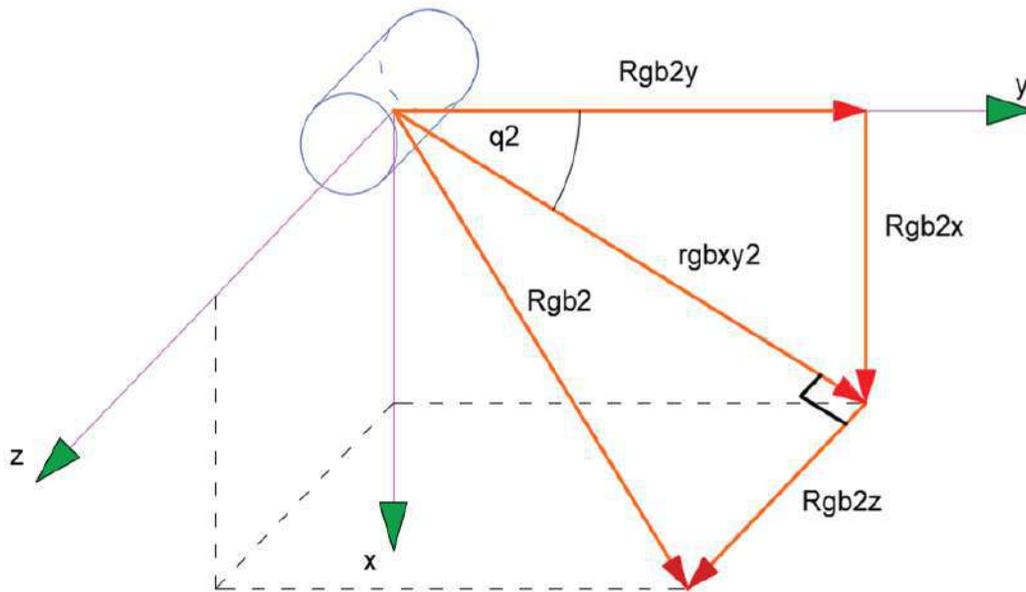


Figura 20-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del brazo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 20-3 se muestra el vector posición \vec{R}_{gb2} desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del brazo, esta descrito por el siguiente vector:

$$\vec{R}_{gb2} = [-r_{gbxy2} * \sin(q_2); r_{gbxy2} * \cos(q_2); r_{gb2z}]$$

Dónde:

r_{gbxy2} es la proyección del vector \vec{R}_{gb2} sobre el plano XY

q_2 es el ángulo de rotación del motor 3

La velocidad $\overrightarrow{v_{cgb2}}$ desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del brazo, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{v_{cgb2}} = [-q_{2p} * r_{gbxy2} * \cos(q_2); -q_{2p} * r_{gbxy2} * \sin(q_2); 0]$$

Dónde:

q_{2p} es la velocidad a la que gira el motor 3

r_{gbxy2} es la proyección del vector $\overrightarrow{R_{gb2}}$ sobre el plano XY

q_2 es el ángulo de rotación del motor 3

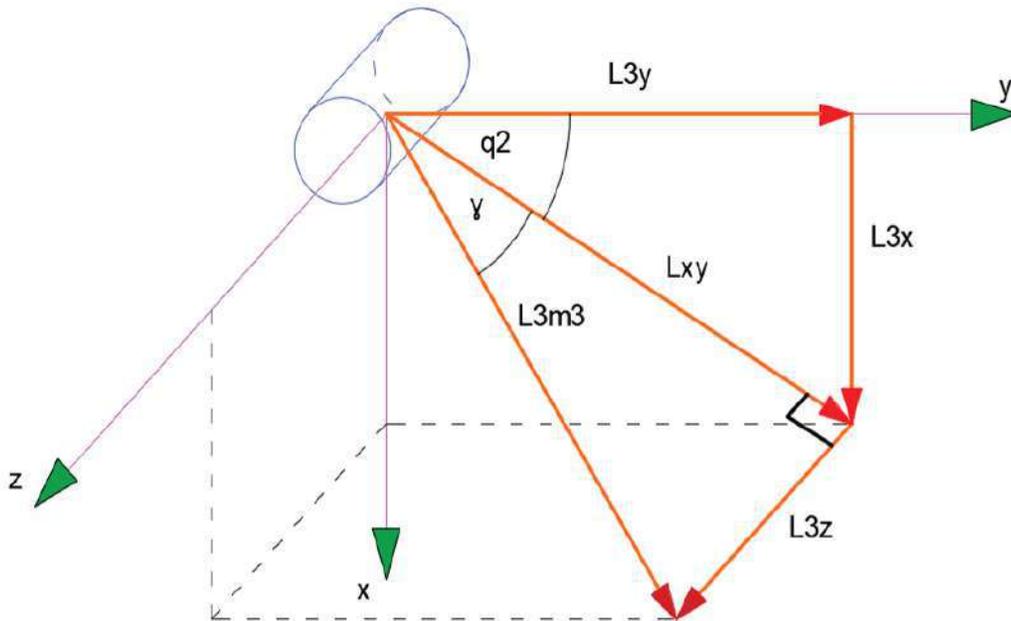


Figura 21-3: Posición del origen del sistema de referencia a el motor 3
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la figura 21-3 se muestra el vector posición $\overrightarrow{L_{3m3}}$ que va desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 4, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{L_{3m3}} = [-L_{xy} * \sin(q_2); L_{xy} * \cos(q_2); L_{3m3} * \sin(\gamma)]$$

Dónde:

L_{xy} es la proyección del vector $\overrightarrow{L_{3m3}}$ sobre el plano XY

L_{3m3} es el módulo del vector $\overrightarrow{L_{3m3}}$

γ es el ángulo formado por L_{3m3} y L_{xy}

q_2 es el ángulo de rotación del motor 3

La velocidad $\overrightarrow{v_{l3m3}}$ desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 4, esta descrito por el siguiente vector:

$$\overrightarrow{v_{l3m3}} = [-L_{xy} * q_{2p} * \cos(q_2); -L_{xy} * q_{2p} * \sin(q_2); 0]$$

Dónde:

L_{xy} es la proyección del vector $\overrightarrow{L_{3m3}}$ sobre el plano XY

q_{2p} es la velocidad a la que gira el motor 3

q_2 es el ángulo de rotación del motor 3

Peso de los elementos del prototipo actuantes

$$\overrightarrow{p_2} = m_2 * [g; 0; 0]$$

Dónde:

m_2 es la masa del brazo

g es la gravedad (9,81 m/s²)

Peso del motor 4

$$\overrightarrow{p_{m4}} = m_{m4} * [g; 0; 0]$$

Dónde:

m_{m4} es la masa del motor 4

g es la gravedad (9,81 m/s²)

Peso del brazo

$$\vec{f}_{e2} = [f_2; 0; 0]$$

Dónde:

f_2 es el peso del brazo actuante en el movimiento

Torque requerido para realizar el movimiento de extensión y flexión de hombro

$$\vec{T}_2 = [0; 0; t_2]$$

Dónde:

t_2 es el módulo del torque requerido para realizar el movimiento de extensión y flexión de hombro

Potencias virtuales en el movimiento 2

$$\vec{T}_2 * \vec{q}_{2p} + \vec{p}_2 * \vec{v}_{g2} + \vec{f}_{e2} * \vec{v}_{cgb2} + \vec{p}_{m3} * \vec{v}_{l3m3} = 0$$

$$t_2 = f_2 * r_{gbxy2} * \cos(q_2) + L_{xy} * g * m_{m4} * \cos(q_2) + g * m_2 * r_{xy2} * \cos(q_2)$$

En la Figura 22-3, se muestran las propiedades de los elementos del prototipo, respecto al sistema de referencias del movimiento de extensión y flexión de hombro

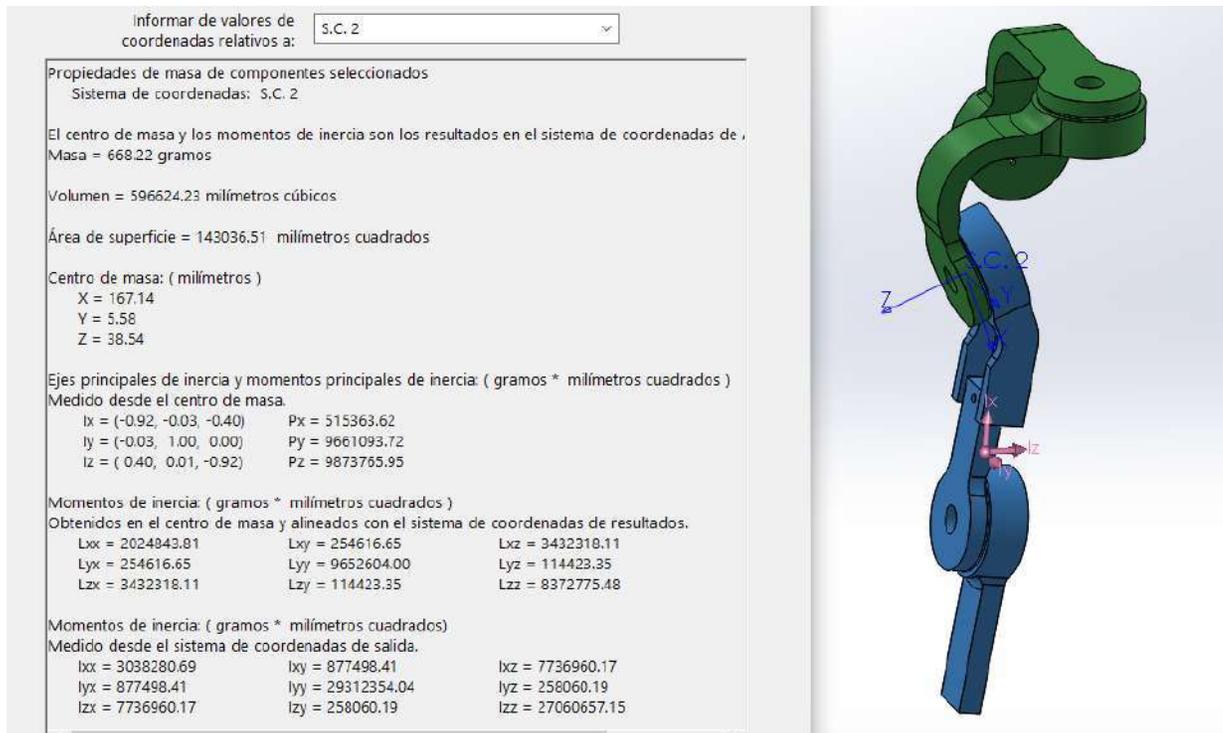


Figura 22-3: Propiedades físicas de los elementos del prototipo en el movimiento de extensión y flexión de hombro

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 22-3 se obtienen los siguientes datos requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 0.67 kg

Centro de masa

X=167.14 mm

Y=5.58 mm

Z=38.54 mm

En la Figura 23-3, se muestran las propiedades del brazo humano, respecto al sistema de referencias del movimiento de extensión y flexión de hombro.

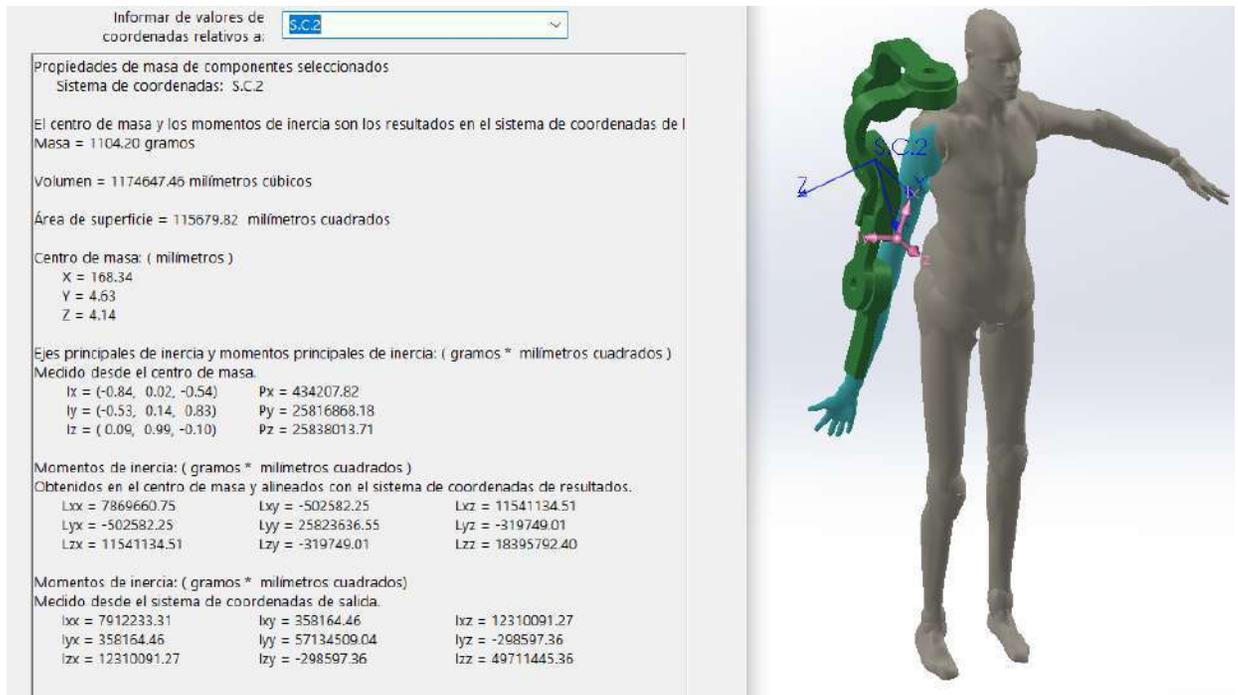


Figura 23-3: Propiedades físicas del brazo humano con respecto al motor 3
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 23-3 se obtienen los siguientes datos de las propiedades físicas del brazo humano requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 1.10 kg

Centro de masa

X=168.34 mm

Y=4.63 mm

Z=4.14 mm

En la Figura 24-3 se tiene la gráfica del torque requerido para el movimiento de extensión y flexión de hombro (eje y) versus el ángulo de giro q2 (eje x)

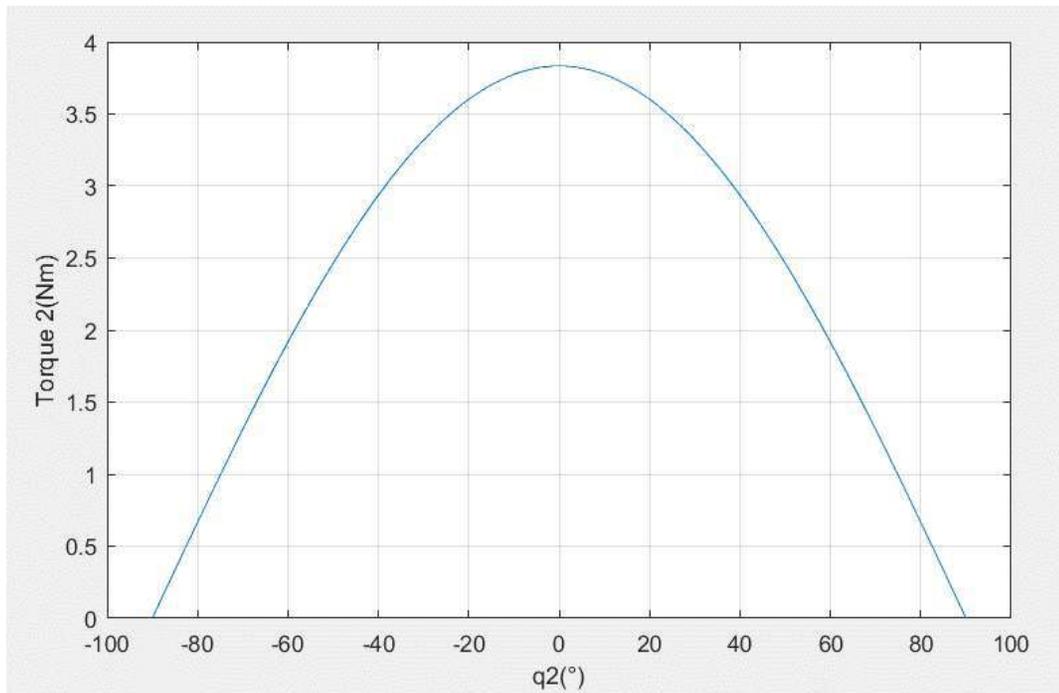


Figura 24-3: Torque del motor 3 vs q_2
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 24-3 se muestra que el torque máximo de 3,8 Nm se encuentra en la posición cuando el motor ha girado 0° de su posición inicial, se realizó un análisis de comprobación mediante el software Adams view, donde se obtuvo un torque máximo de 3,7 Nm.

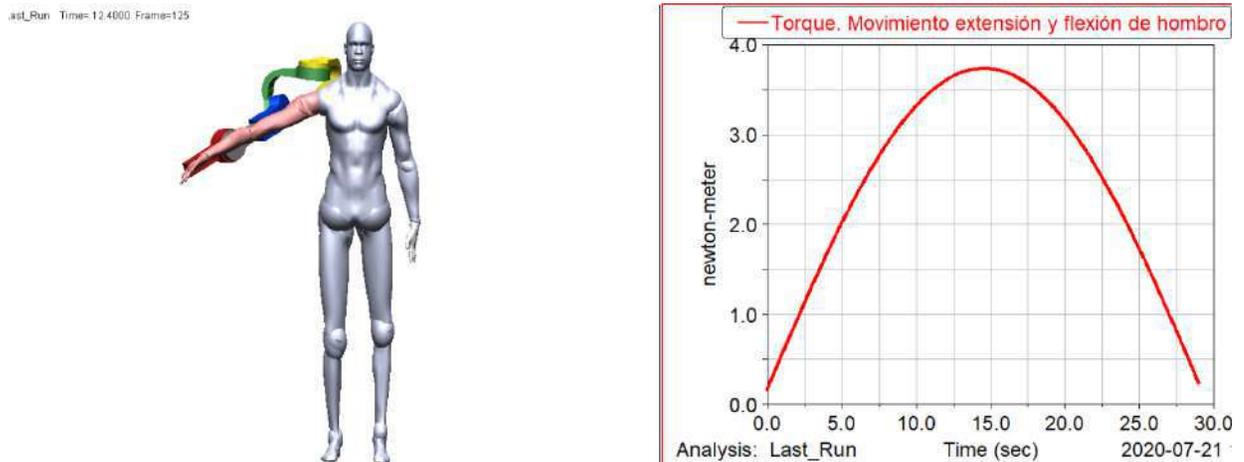


Figura 25-3: Diagrama del torque del motor 3 vs q_2 mediante software
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.2.3 Torque movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

Para encontrar el torque requerido en el motor 2 se utiliza el método de potencias virtuales, tomamos en cuenta un análisis dinámico, en donde intervienen las aceleraciones, y las fuerzas y torques internos del prototipo a continuación se muestra la ecuación de potencias virtuales del sistema:

$$\vec{T}_3 * \vec{q}_{1p} + \vec{p}_3 * \vec{v}_{g3} + \vec{f}_{e3} * \vec{v}_{cgb3} + \vec{p}_{m3} * \vec{v}_{13m3} + \vec{p}_{m4} * \vec{v}_{14m4} + \vec{F}_{in} * \vec{v}_{g3} + \vec{T}_{in} * \vec{q}_{1p} = 0$$

Dónde:

\vec{p}_{m3} es el peso del motor 3

\vec{p}_{m4} es el peso del motor 4

\vec{p}_3 es el peso de prototipo

\vec{f}_{e3} es el peso del brazo

\vec{F}_{in} es la fuerza interna igual a $-m_3 * a_{g3}$

m_3 es la masa del prototipo

a_{g3} es la aceleración desde el origen del sistema de referencias a el centro de gravedad del prototipo

\vec{T}_{in} es el torque interno del prototipo y es igual a $-I * \vec{q}_{1pp}$

I es la inercia del prototipo, 0,042829469 kg*m²

\vec{q}_{1pp} es la aceleración que ejerce el motor 2, para vencer la inercia, 6,28 rad/s²

\vec{v}_{13m3} es el vector velocidad desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 3

\vec{v}_{14m4} es el vector velocidad desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del motor 4

\vec{q}_{1p} es la velocidad a la que gira el motor 2

El peso de los motores, el peso del prototipo y el peso del brazo son paralelos al eje de rotación del motor 3 (eje Z), por lo que no producen momentos, solo nos queda en la ecuación vencer la inercia del peso del prototipo, así que la ecuación del torque del motor 3 queda de la siguiente manera:

$$t_3 = I_3 * q_{1pp}$$

Dónde:

q_{1pp} es la aceleración de arranque del motor 2

I_3 es la inercia de los elementos del prototipo para el movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

En la Figura 26-3, se muestran las propiedades físicas de los elementos del prototipo, respecto al sistema de referencias del movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

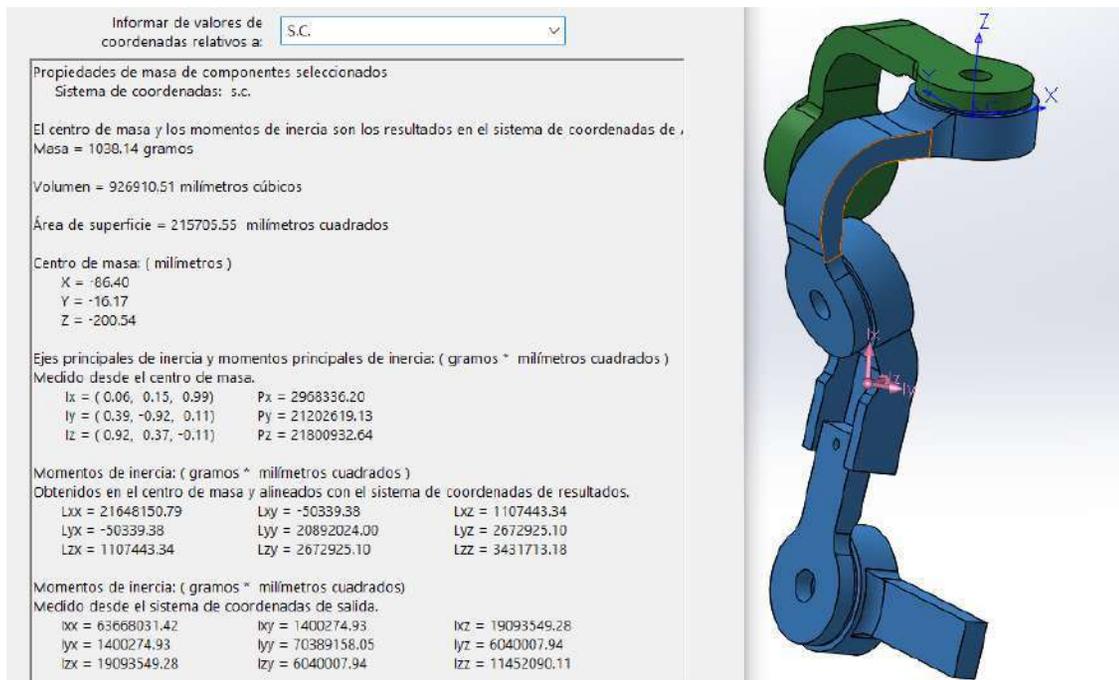


Figura 26-3: Propiedades físicas de los elementos del prototipo en el movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 26-3 se obtienen los siguientes datos requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 1.04 kg

Centro de masa

X=-86.40 mm

Y=-16.17 mm

Z=-200.54 mm

En la Figura 27-3, se muestran las propiedades físicas del brazo humano, respecto al sistema de referencias del movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal

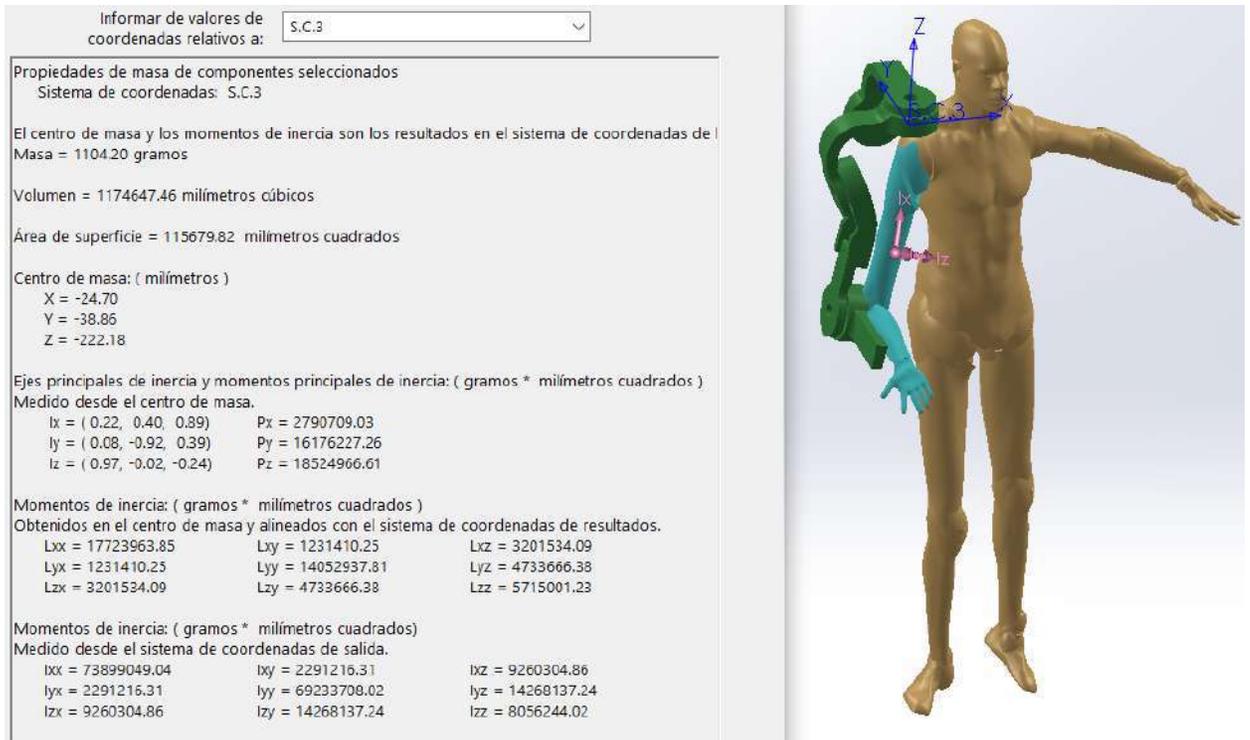


Figura 27-3: Propiedades físicas del brazo humano con respecto al motor 2
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 27-3 se obtienen los siguientes datos de las propiedades físicas del brazo humano requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 1,10 kg

Centro de masa

X=-24.70 mm

Y=4-38.86 mm

Z=-222.18 mm

En la Figura 28-3 se tiene la gráfica del torque requerido para el movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal (eje y) versus el ángulo de giro q_1 (eje x)

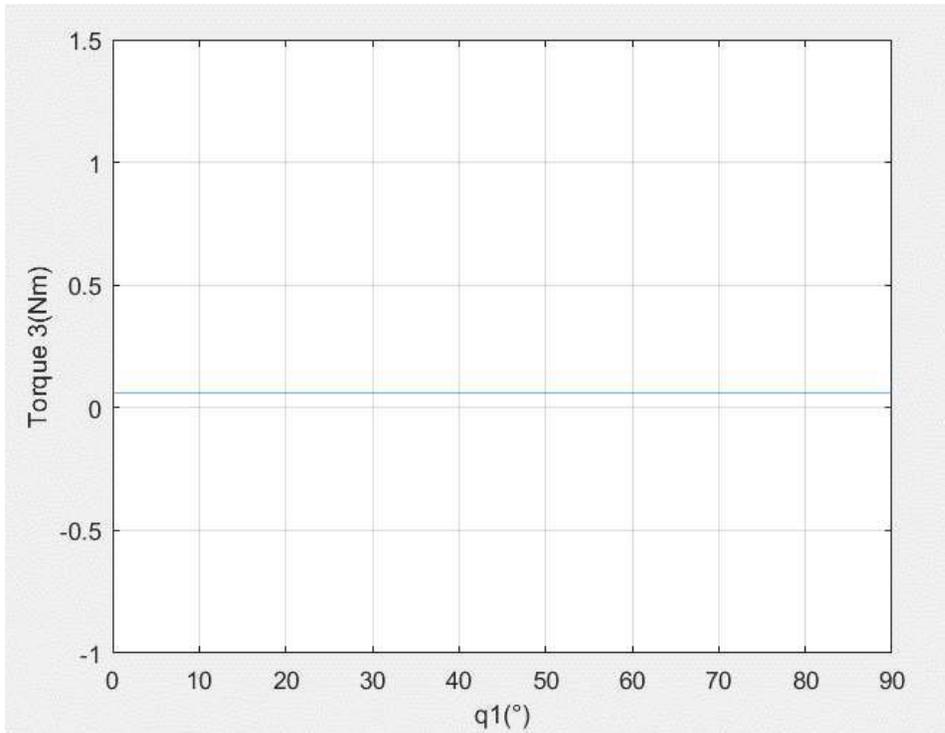


Figura 28-3: Torque del motor 2 vs q1
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 28-3 se muestra que el torque máximo de 0.058 Nm, se realizó un análisis de comprobación mediante el software Adams view, donde se obtuvo un torque máximo de 0.0006 Nm.

Last_Run Time: 1.2000 Frame=013



Figura 29-3: Diagrama del torque del motor 2 vs q1 en software
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

$$\vec{v}_{g4} = [q_{3p} * r_{g4} * \cos(q_3); q_{3p} * r_{g4} * \sin(q_3); 0]$$

Dónde:

r_{g4} es la medida desde el origen del sistema de referencia al centro de gravedad de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de flexión y extensión de codo

q_3 es el ángulo de rotación del motor 4

q_{3p} es la velocidad a la que gira el motor 4

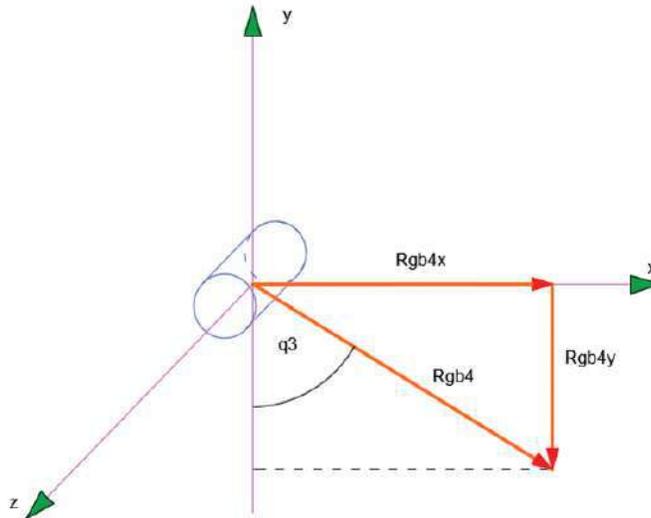


Figura 31-3: Posición del origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del antebrazo

Realizado por: Henry Verdugo, captura de pantalla software AutoCAD

En la Figura 31-3 se muestra el vector posición que va desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del brazo, esta descrito por el siguiente vector:

$$\vec{R}_{gb4} = [r_{gb4} * \sin(q_3); -r_{gb4} * \cos(q_3); 0]$$

Dónde:

r_{gb4} es la distancia desde el origen del sistema de referencia al centro de gravedad del brazo

q_3 es el ángulo de rotación del motor 4

La velocidad desde el origen del sistema de referencia a el centro de gravedad del brazo, esta descrito por el siguiente vector:

$$\vec{v}_{gb4} = [q_{3p} * r_{gb4} * \cos(q_3); q_{3p} * r_{gb4} * \sin(q_3); 0]$$

Dónde:

r_{gb4} es

q_3 es el ángulo de rotación del motor 4

Peso de los elementos del prototipo actuantes

$$\vec{p}_4 = m_4 * [g; 0; 0]$$

Dónde:

m_4 es la masa del brazo

g es la gravedad (9,81 m/s²)

Peso del brazo

$$\vec{f}_{e4} = [0; -f_4; 0]$$

Dónde:

f_4 es el peso del brazo actuante en el movimiento

Torque requerido para realizar el movimiento de flexión y extensión de codo

$$\vec{T}_4 = [0; 0; t_4]$$

Dónde:

t_4 es el módulo del torque requerido para realizar el movimiento de flexión y extensión de codo

$$\vec{T}_4 * \vec{q}_{3p} + \vec{p}_4 * \vec{v}_{g4} + \vec{f}_{e4} * \vec{v}_{gb4} = 0$$

$$t_4 = f_4 * r_{gb4} * \sin(q_3) + g * m_4 * r_{g4} * \sin(q_3)$$

En la Figura 32-3, se muestran las propiedades físicas de los elementos del prototipo, respecto al sistema de referencias del movimiento de flexión y extensión de codo

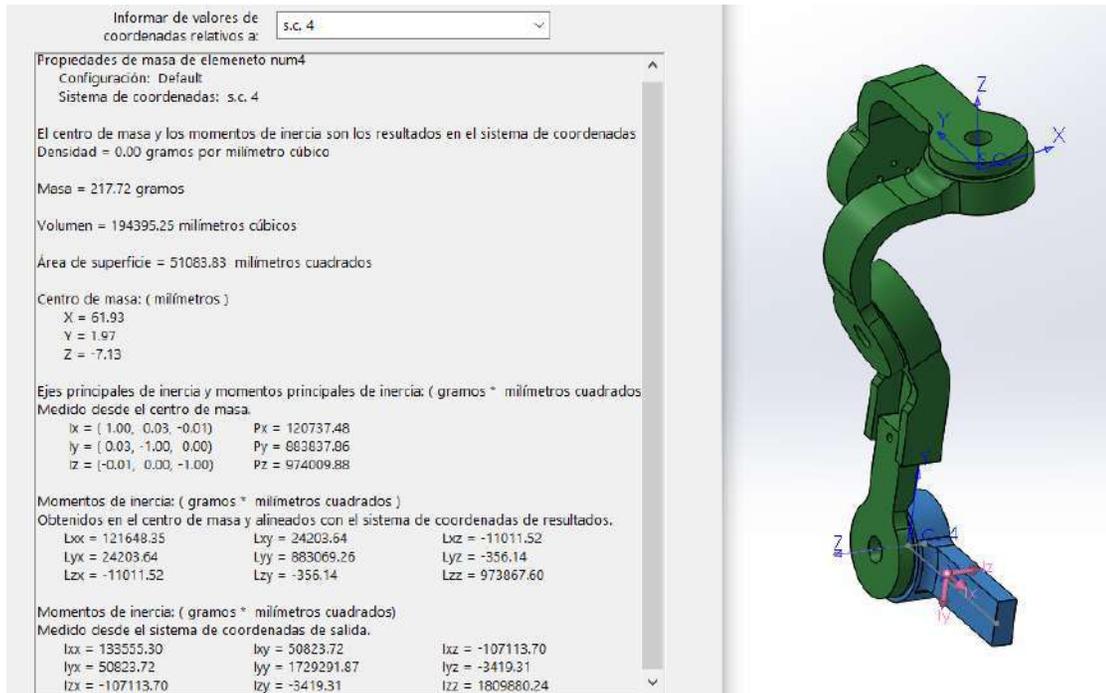


Figura 32-3: Propiedades físicas de los elementos del prototipo en el movimiento de flexión y extensión de codo

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 32-3 se obtienen los siguientes datos requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 0.27 kg

Centro de masa

X=61.93 mm

Y=1.97 mm

Z=-7.13 mm

En la Figura 33-3, se muestran las propiedades físicas del brazo humano, respecto al sistema de referencias del movimiento de flexión y extensión de codo

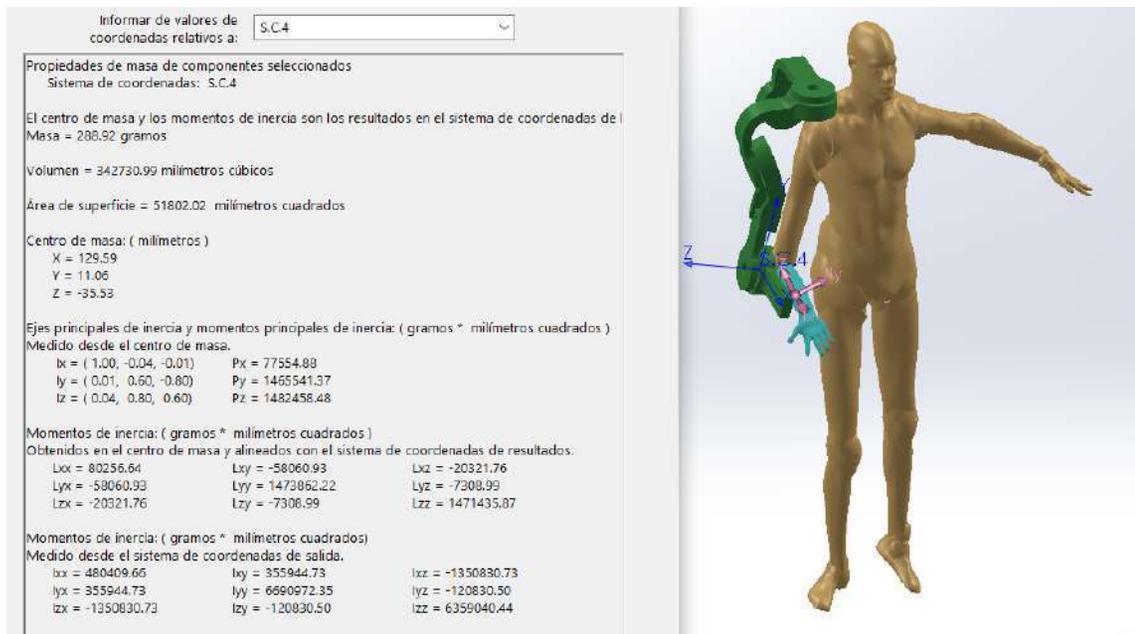


Figura 33-3: Propiedades físicas del antebrazo, respecto a el motor 4
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

De la Figura 33-3 se obtienen los siguientes datos de las propiedades físicas del brazo humano requeridos para el análisis de fuerzas y torques:

Masa = 0.29 kg

Centro de masa

X=129.59 mm

Y=11.06 mm

Z=-35.53 mm

En la Figura 34-3 se tiene la gráfica del torque requerido para el movimiento de flexión y extensión de codo (eje y) versus el ángulo de giro q_3 (eje x)

Gráfica del toque del motor4 vs q_3

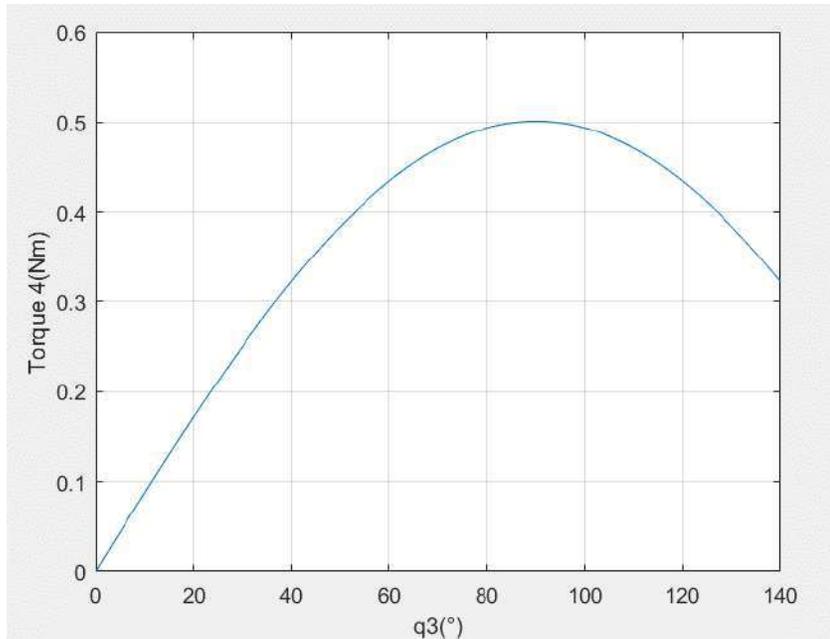


Figura 34-3: Diagrama del torque del motor 4 vs q3
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 34-3 se muestra que el torque máximo de 0.5 Nm se encuentra en la posición cuando el motor ha girado 90° de su posición inicial, se realizó un análisis de comprobación mediante el software Adams view, donde se obtuvo un torque máximo de 0.5 Nm.

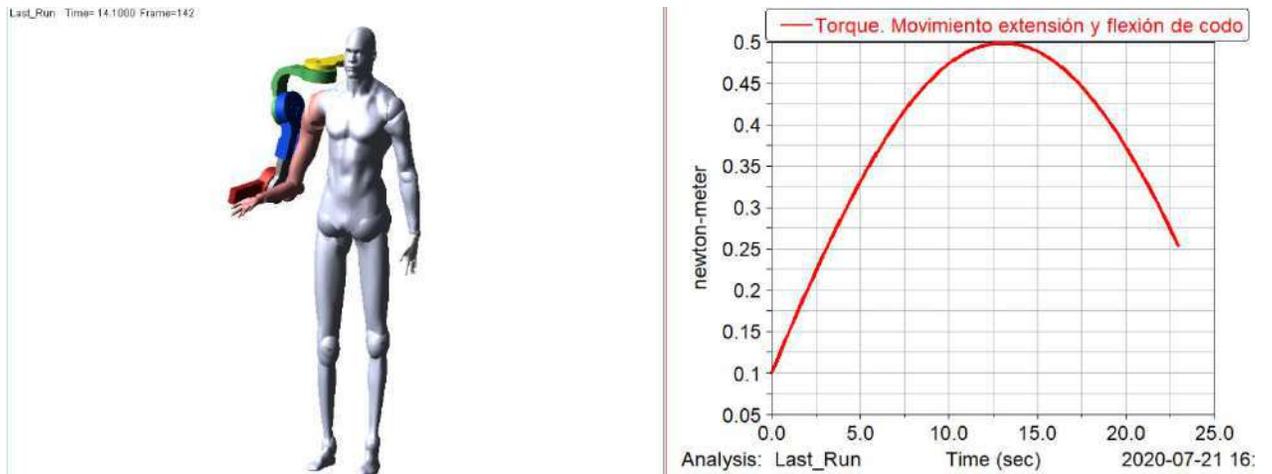


Figura 35-3: Diagrama del torque del motor 4 vs q3 en software
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3 Análisis de resistencia mecánica

El análisis de resistencia mecánica se obtiene a partir de los resultados del análisis de fuerzas y torques, el análisis se lo realiza en la posición crítica de cada movimiento de rehabilitación.

Por facilidad de construcción los elementos o eslabones del mecanismo del prototipo se obtienen mediante impresión 3d, cuyo material de impresión usado es PLA, sus propiedades mecánicas se muestran en la Tabla 3-2.

3.3.1 *Movimiento de abducción de hombro*

3.3.1.1 *Geometría*

La geometría se la realizo en el software SolidWorks tipo superficie y se importó al software ANSYS para realizar el análisis de elementos finitos, dándole un espesor de 20 mm a todos los elementos.

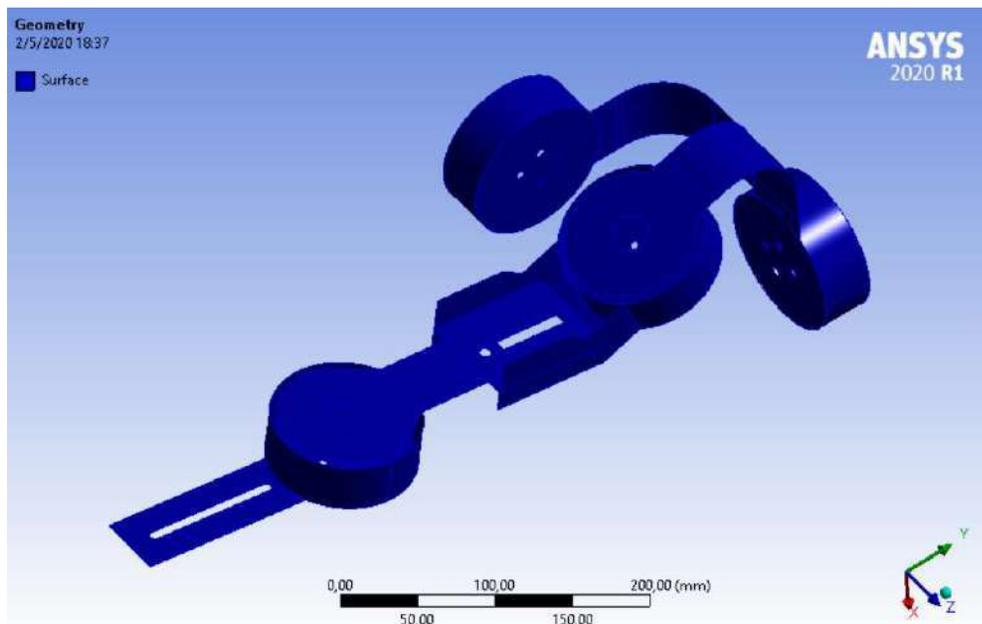


Figura 36-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes en el movimiento de abducción de hombro

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.1.2 Malla de los elementos

En la Figura 37-3, se muestra la calidad de malla de los elementos del prototipo, donde se observa que el valor mínimo es de 0.256 y el valor promedio es de 0.836

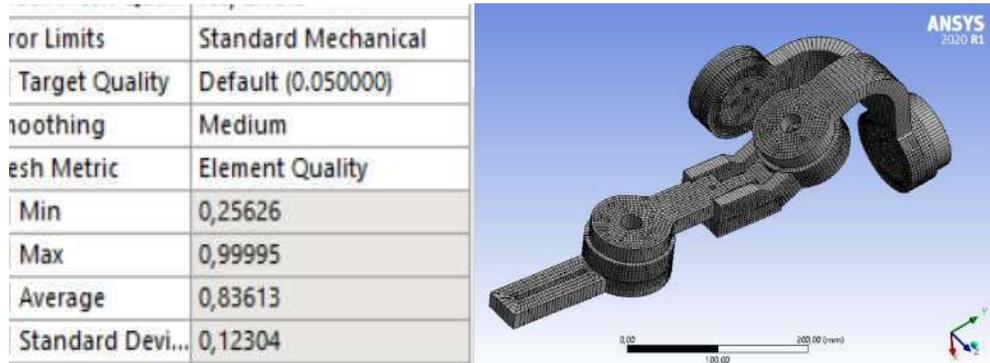


Figura 37-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de abducción de hombro

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.1.3 Cargas y restricciones

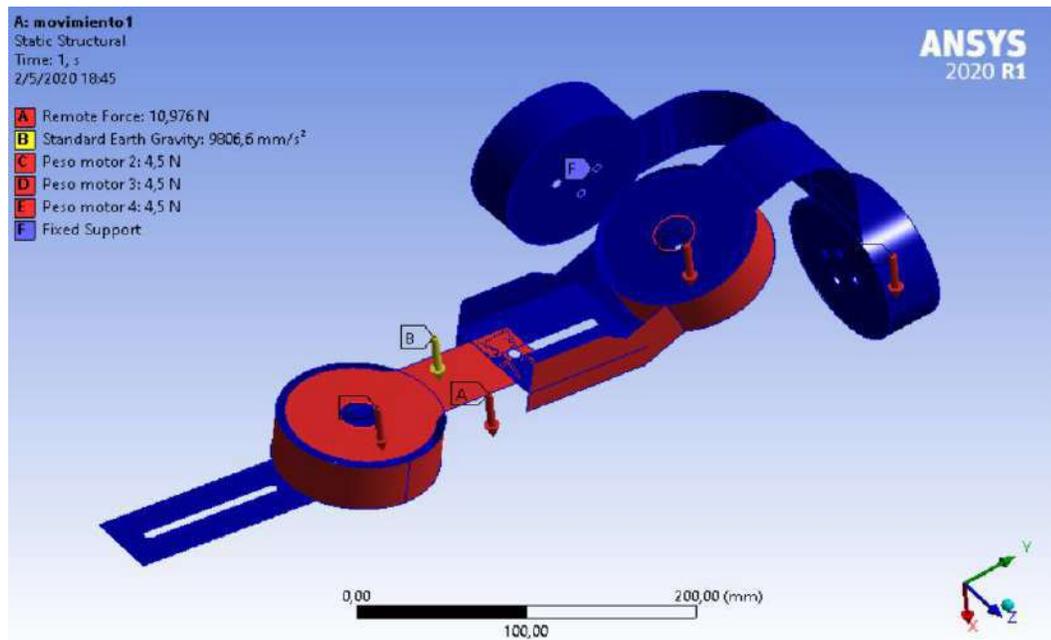


Figura 38-3: Cargas y restricciones de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de abducción de hombro

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 38-3 se muestran las cargas a las que está sometido el prototipo para el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal, soporte fijo (F), peso de los motores (C, D y E), peso de brazo (A) y peso del prototipo (B, se considera el peso propio debido a la acción de la gravedad.

3.3.1.4 Esfuerzo de von Mises

El esfuerzo de von Mises máximo en el movimiento de abducción de hombro es de 5,08 MPa, este esfuerzo se encuentra localizado en el vértice del acople del motor con el eslabón del prototipo como se muestra en la Figura 39-3.

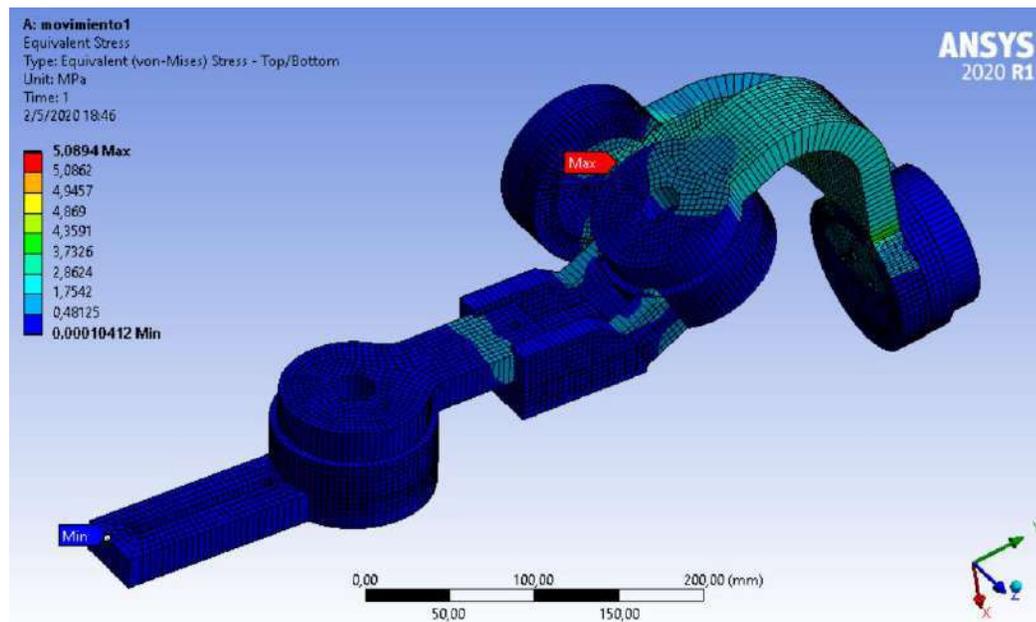


Figura 39-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de abducción de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.1.5 Deformación

La deformación obtenida en el movimiento de abducción de hombro es de 1.11 mm.

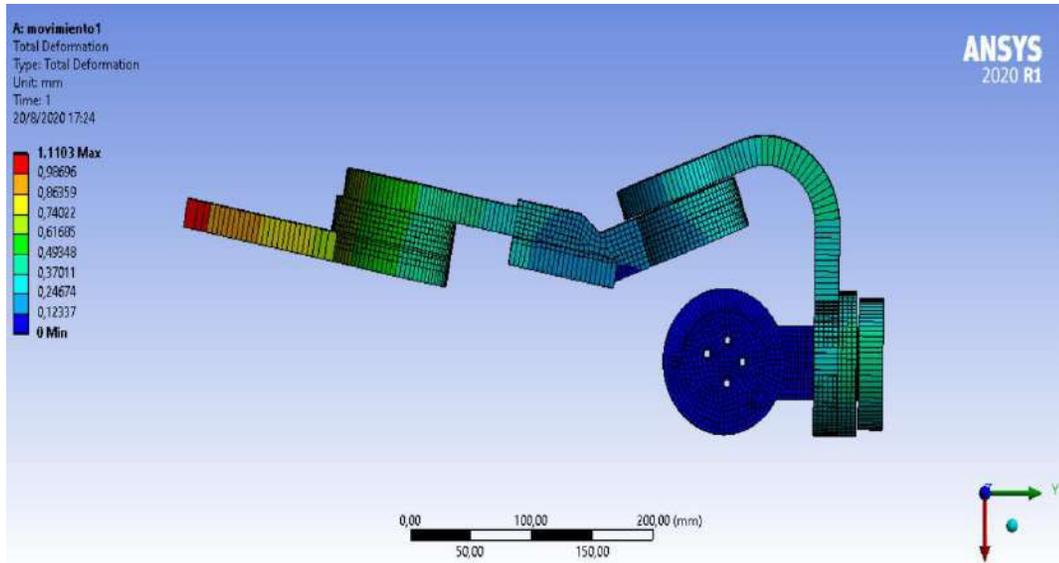


Figura 40-3: Deformación en el movimiento de abducción de hombro
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.1.6 Factor de seguridad

En el movimiento de abducción de hombro se tiene un factor de seguridad de 9,82, lo cual es aceptable para esta aplicación.

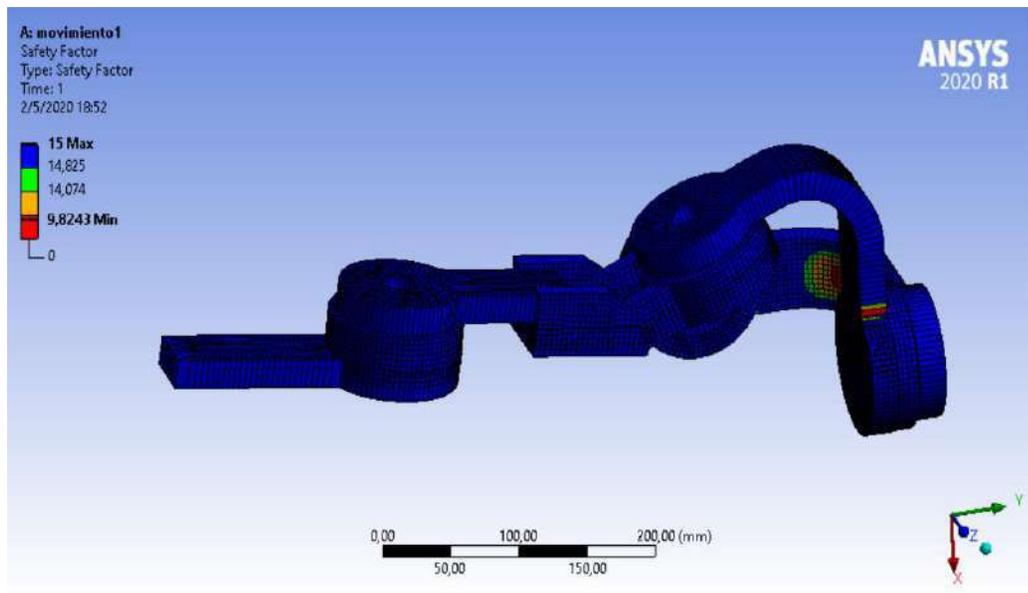


Figura 41-3: Factor de seguridad en el movimiento de abducción de hombro
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.2 Movimiento de extensión y flexión de hombro

3.3.2.1 Geometría

La geometría se la realizo en el software SolidWorks tipo superficie y se importó al software ANSYS para realizar el análisis de elementos finitos, dándole un espesor de 5 mm a todos los elementos.

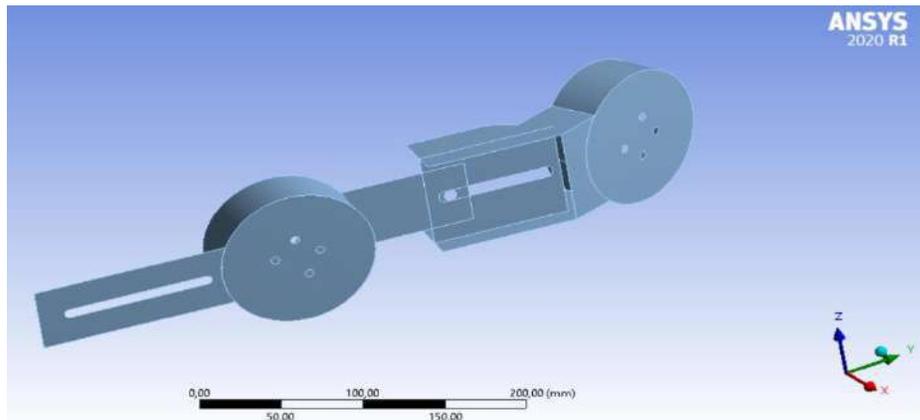


Figura 42-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes el movimiento de extensión y flexión de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.2.2 Malla de los elementos

En la Figura 43-3, se muestra la calidad de malla de los elementos del prototipo, donde se observa que el valor mínimo es de 0.256 y el valor promedio es de 0.836

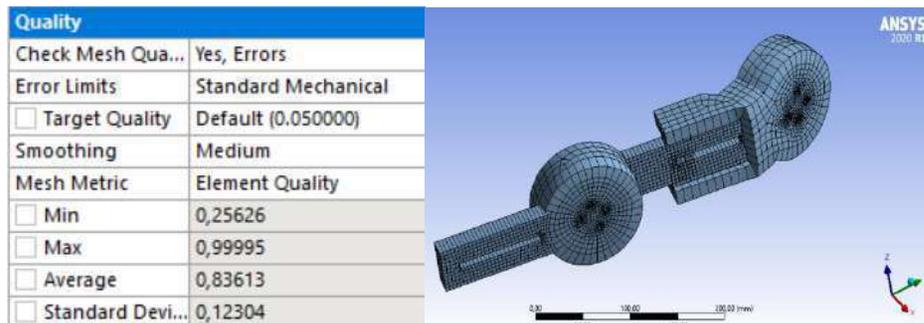


Figura 43-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de extensión y flexión de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.2.3 Cargas y restricciones

En la figura 44-3 se muestran las cargas a las que está sometido el prototipo para el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal, soporte fijo (A), peso del motor (B) peso de brazo (C) y peso del prototipo (D).

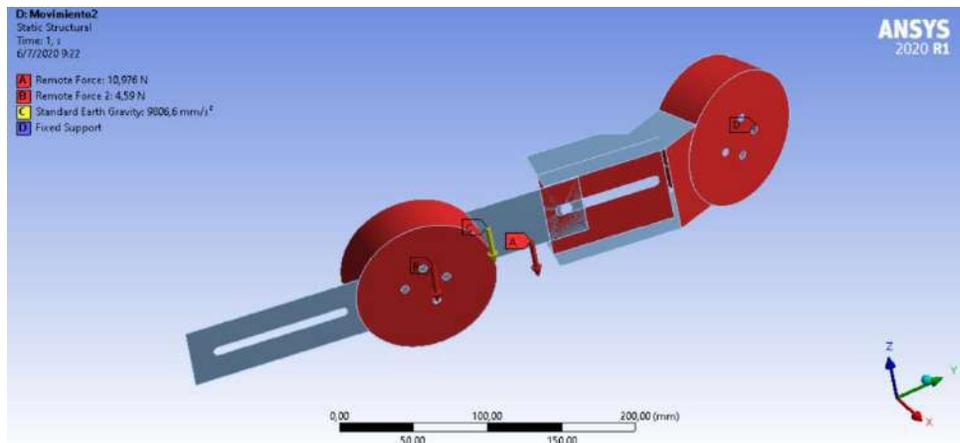


Figura 44-3: Cargas y restricciones, de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de extensión y flexión de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.2.4 Esfuerzo de von Mises

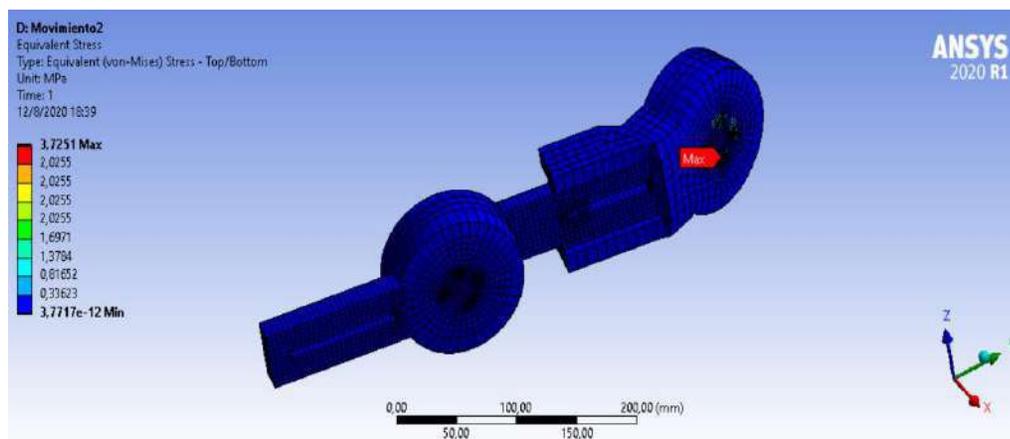


Figura 45-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de extensión y flexión de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El esfuerzo de von Mises máximo en el movimiento de extensión y flexión de hombro es de 3.72 MPa, este esfuerzo se encuentra localizado el acople con el motor que genera el movimiento.

3.3.2.5 Deformación total

La deformación máxima que sufren los elementos involucrados en el movimiento de extensión y flexión de hombro es de 0.19 mm.

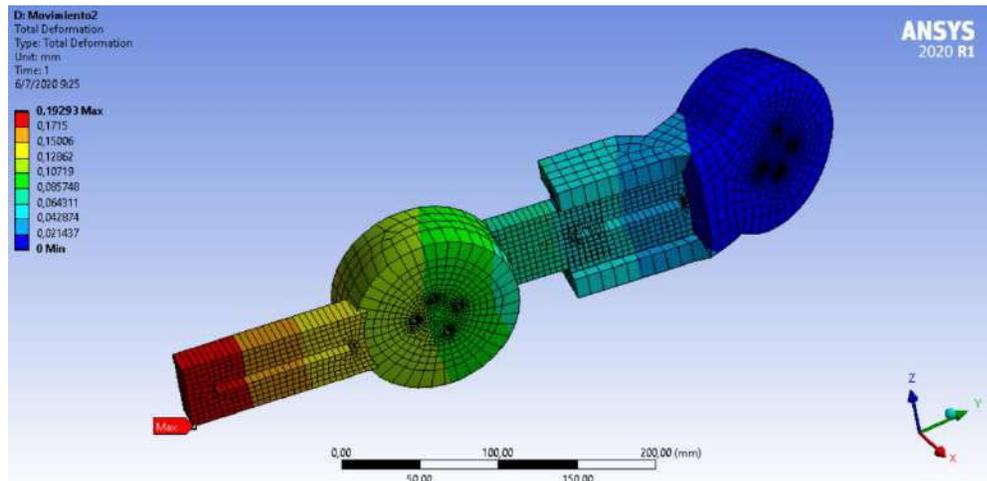


Figura 46-3: Deformación en el movimiento de extensión y flexión de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.2.6 Factor de seguridad

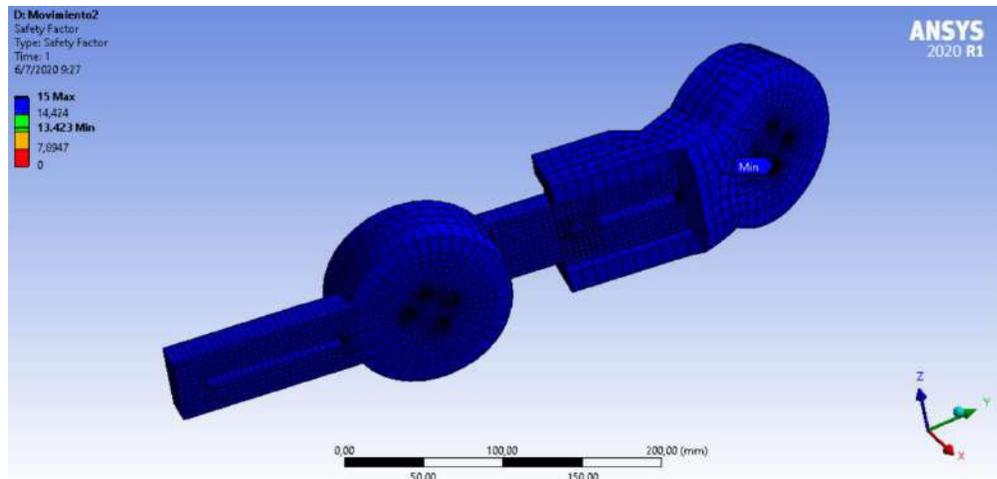


Figura 47-3: Factor de seguridad en el movimiento de extensión y flexión de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En el movimiento se tiene un factor de seguridad de 13.42, lo cual es aceptable para esta aplicación.

3.3.3 *Movimiento de rotación externa del brazo sobre su eje longitudinal*

3.3.3.1 *Geometría*

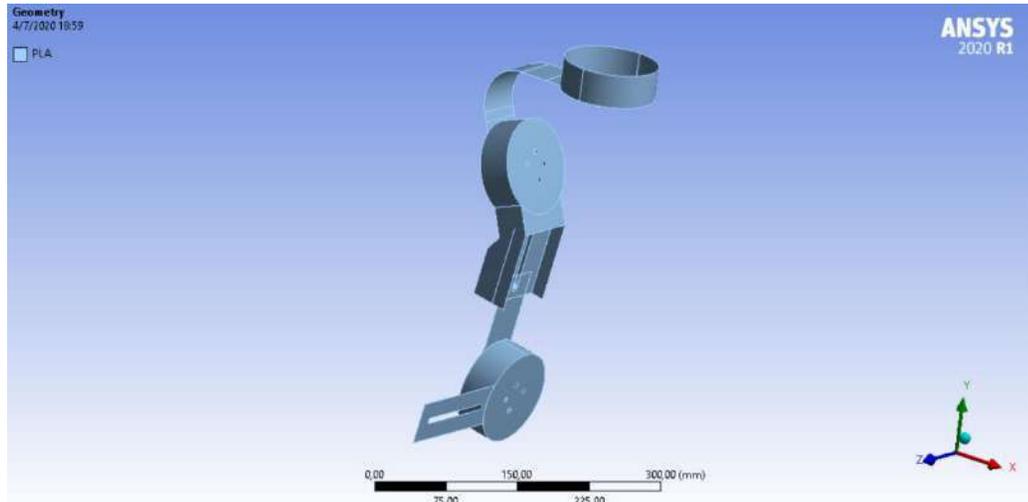


Figura 48-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.3.2 *Malla de los elementos*

En la Figura 37-3, se muestra la calidad de malla de los elementos del prototipo, donde se observa que el valor mínimo es de 0.256 y el valor promedio es de 0.836

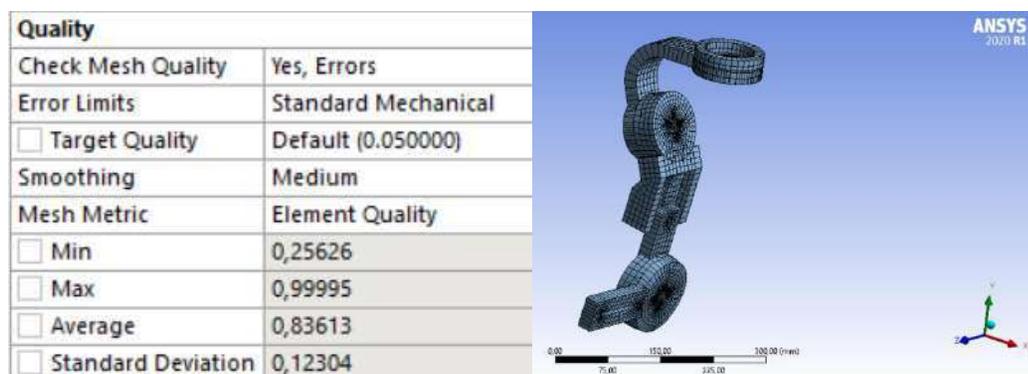


Figura 49-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.3.3 Cargas y restricciones

En la figura se muestran las cargas a las que está sometido el prototipo para el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal, soporte fijo (A), peso de los motores (BYC) peso de brazo (D) y peso del prototipo (E).

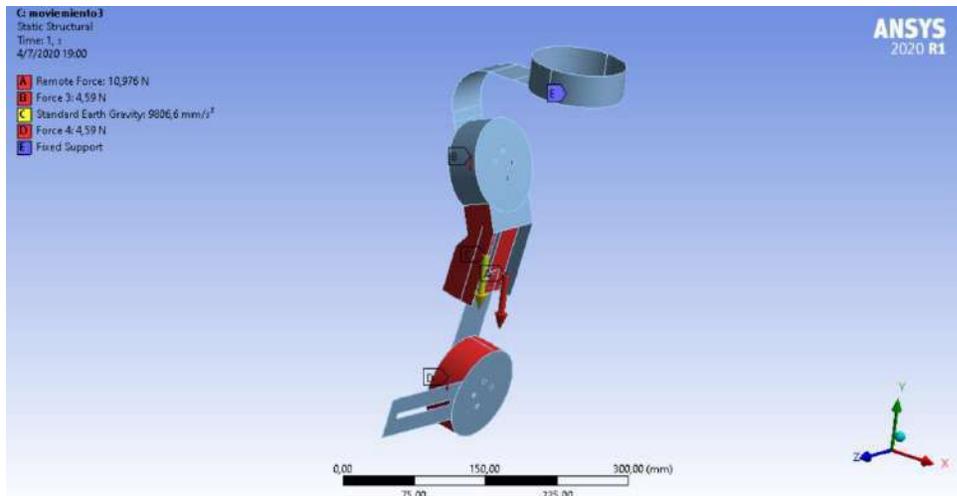


Figura 50-3: Cargas y restricciones de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.3.4 Esfuerzo de von Mises

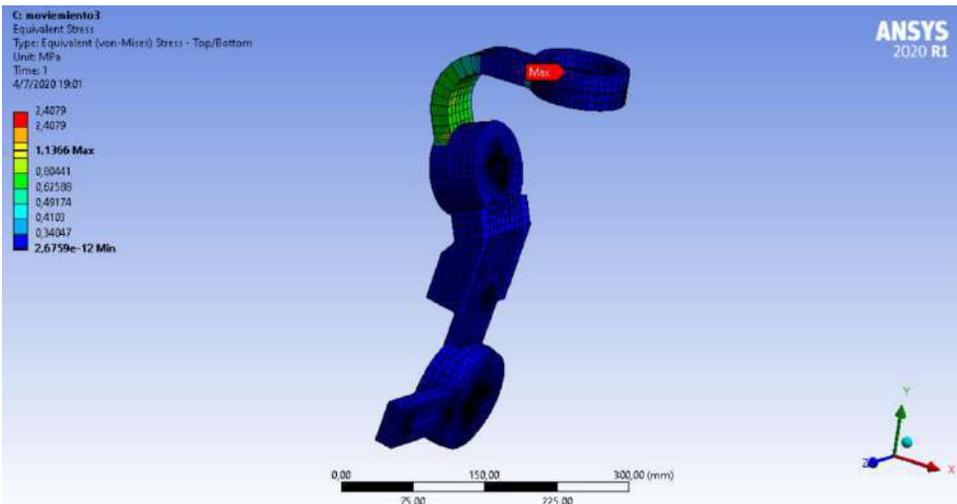


Figura 51-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El esfuerzo de von Mises máximo en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal es de 1,13 MPa, este esfuerzo se encuentra localizado el acople con el motor que genera el movimiento.

3.3.3.5 Deformación

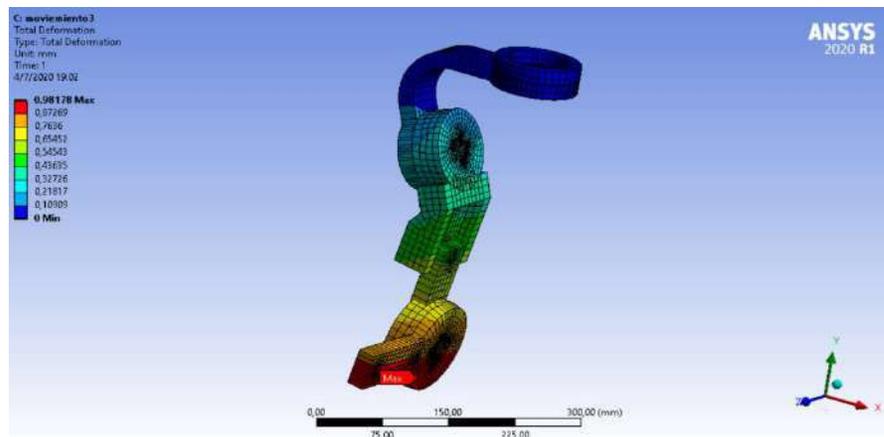


Figura 52-3: Deformación en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

La deformación máxima que sufren los elementos en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal es de 0.98 mm.

3.3.3.6 Factor de seguridad

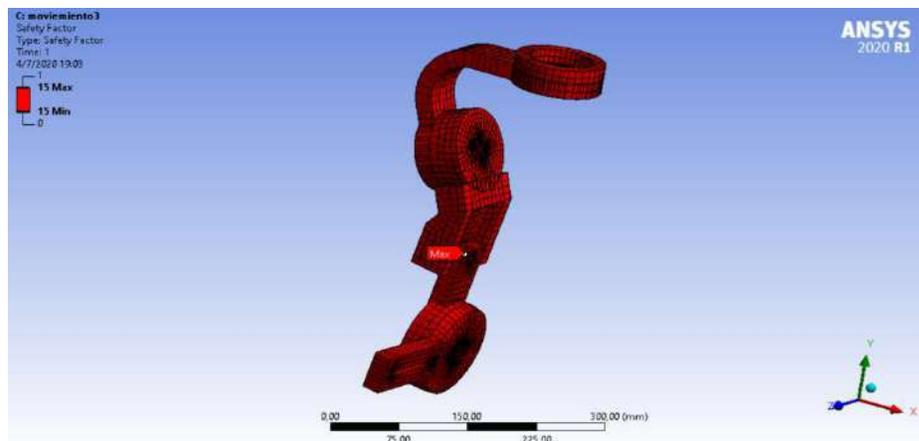


Figura 53-3: Factor de seguridad en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En el movimiento se tiene un factor de seguridad de 15, lo cual es aceptable para esta aplicación.

3.3.4 *Movimiento de flexión y extensión de codo*

3.3.4.1 *Geometría*

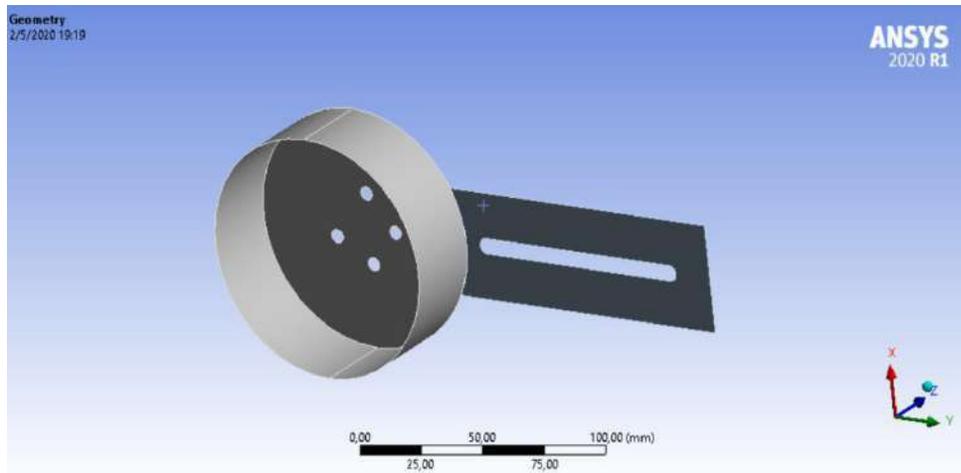


Figura 54-3: Geometría de los elementos del prototipo, influyentes el movimiento de flexión y extensión de codo

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.4.2 *Malla de los elementos*

En la Figura 37-3, se muestra la calidad de malla de los elementos del prototipo, donde se observa que el valor mínimo es de 0.443 y el valor promedio es de 0.816

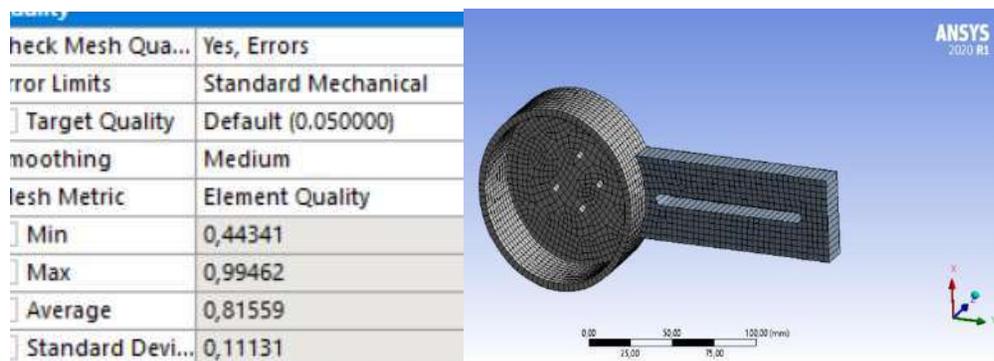


Figura 55-3: Mallado de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de flexión y extensión de codo

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.4.3 Cargas y restricciones

En la figura se muestran las cargas a las que está sometido el prototipo para el movimiento de flexión y extensión de codo, soporte fijo (A), peso de brazo (B) y peso del prototipo (C).

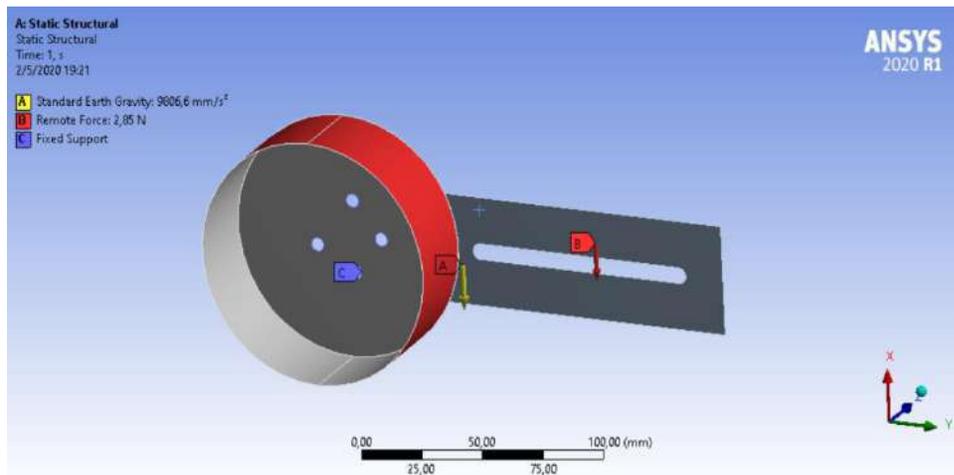


Figura 56-3: Cargas y restricciones de los elementos del prototipo influyentes en el movimiento de flexión y extensión de codo

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.4.4 Esfuerzo de von Mises

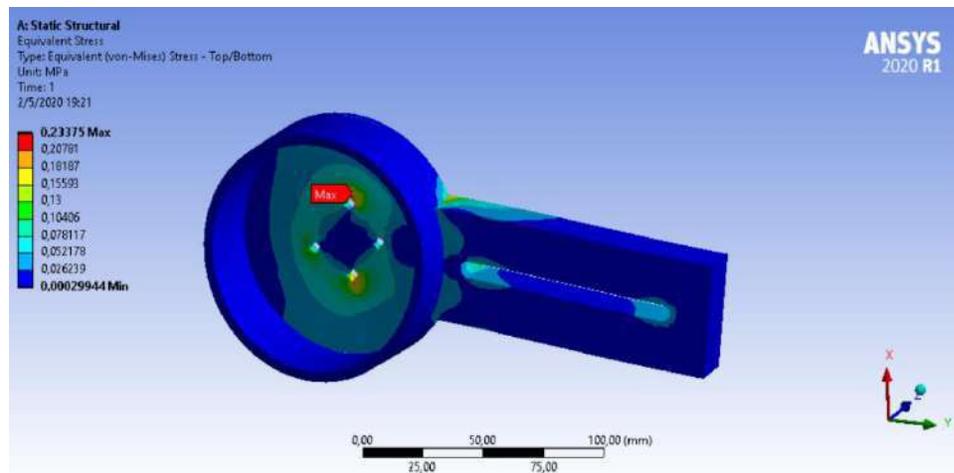


Figura 57-3: Esfuerzo de von Mises en el movimiento de flexión y extensión de codo

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El esfuerzo de von Mises máximo en el movimiento de flexión y extensión de codo es de 0.23 MPa, este esfuerzo se encuentra localizado el acople con el motor que genera el movimiento.

3.3.4.5 Deformación

La deformación máxima que sufre el elemento involucrado en el movimiento de flexión y extensión de codo es de 0.022 mm.

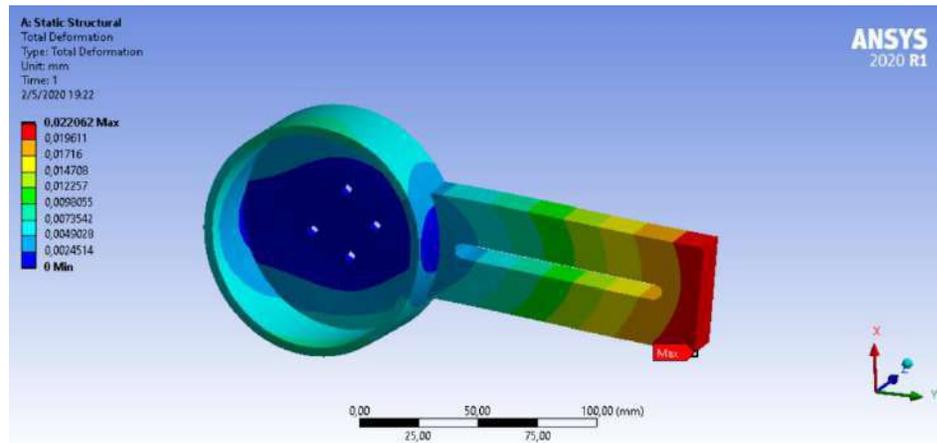


Figura 58-3: Deformación en el movimiento de flexión y extensión de codo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

3.3.4.6 Factor de seguridad

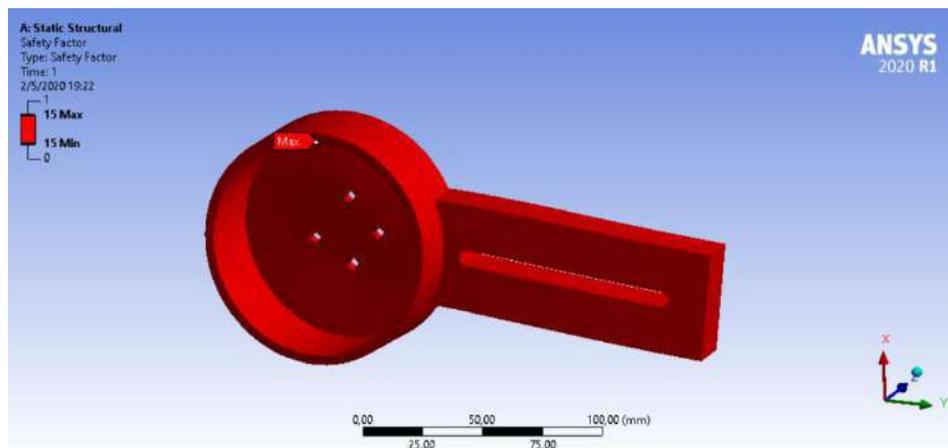


Figura 59-3: Factor de seguridad en el movimiento de flexión y extensión de codo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En el movimiento se tiene un factor de seguridad de 15, lo cual es aceptable para esta aplicación.

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS

El prototipo se ha realizado mediante impresión 3D, debido a la facilidad de construcción de este proceso de manufactura, los elementos del prototipo tienen geometría compleja, que si se realizara por otro proceso de manufactura se dificultaría, es por eso que se escogió impresión 3D. Los motores utilizados escogidos son de la marca Maxon, estos motores se escogen mediante el torque máximo encontrado en el análisis de fuerzas y toques, y también mediante la velocidad a la que se mueven los movimientos de articulación de extremidad superior.

4.1 Características del tipo de motor utilizado en el rehabilitador

Tabla 1-4: Características Motor Maxon EC 323772

Parámetro	valor	Unidades
Voltaje nominal	24	Voltios
velocidad sin carga	3190	Rpm
velocidad nominal	2590	Rpm
Torque nominal	0,444	Nm

Fuente: (Maxon, 2020)

Se utiliza un reductor de velocidad con la finalidad de incrementar el torque, el reductor de velocidad utilizado es el armonico drive CSD-25-100-2AGR, el cual reduce la velocidad en una relación 1:100

$$i = \frac{T_2}{T_1} = \frac{w_1}{w_2}$$

Dónde:

i es la relación de transmisión

T_1 es el torque del motor

T_2 es el torque con el armónico

w_1 es la velocidad del motor

w_2 es la velocidad del armónico

$$i = \frac{T_2}{T_1}$$

$$T_2 = i * T_1$$

$$T_2 = 100 * 0,444 \text{ Nm}$$

$$T_2 = 44,4 \text{ Nm}$$

Se obtiene un torque con el reductor de velocidad Armonic Drive de 44,4 Nm, el cual es suficiente para realizar los movimientos requeridos, ya que en el análisis de torque de cada movimiento se obtuvo que el torque requerido mayor es de 4,7 Nm.

Una de las características del motor Maxon EC 323772, es que se puede controlar la velocidad de salida en el eje, esto previamente configurando un driver ESCON 36/3, la velocidad en los movimientos articulares propuestos varía dependiendo del estado de la terapia física, al inicio se empieza con velocidades muy bajas de alrededor de 0,5 rpm, hasta los 1,2 rpm.

4.2 Impresión 3D

Se imprimieron los elementos del rehabilitador, mediante una impresora 3D Rostock Max See Me CNC de tipo delta, cada elemento del prototipo fue impreso con una densidad del 25%, tomando en cuenta que el menor coeficiente de seguridad del análisis por elementos finitos fue de 9,82 , a continuación se muestra los elementos impresos en 3D:

- ▶ Elemento 1, este elemento es conectado al motor para realizar el movimiento de abducción de hombro.



Figura 1-4: Elemento 1 del prototipo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

- ▶ Elemento2, este elemento está conectado al motor encargado de generar el movimiento de rotación sobre el eje longitudinal del brazo



Figura 2-4: Elemento 2 del prototipo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

- ▶ Elemento 3, este elemento está conectado al motor para realizar el movimiento de flexión y extensión de hombro



Figura 3-4: Elemento 3 del prototipo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

- ▶ Elemento 4, este elemento está conectado al motor para generar el movimiento de flexión extensión de codo.

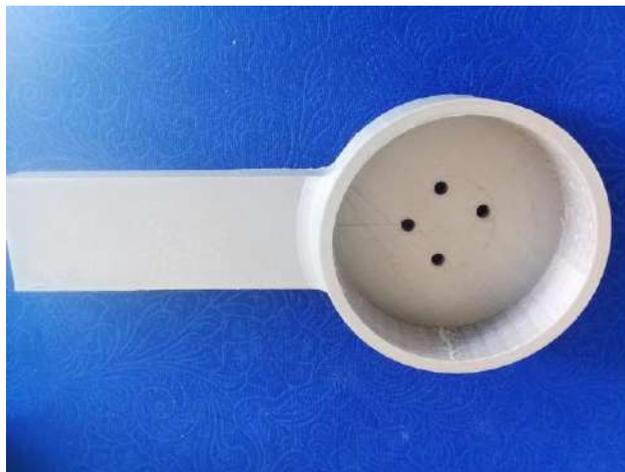


Figura 4-4: Elemento 4 del prototipo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

- ▶ Armonic Drive, es utilizado para reducir la velocidad 100 veces.



Figura 5-4: Armonic Drive
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

4.3 Control del motor Maxon EC motor 323772

A diferencia de los motores eléctricos que existen generalmente en el mercado los cuales su control de posición es realizado por un circuito electrónico denominado puente H, los motores Maxon viene con su propio driver para ser controlados, el driver Maxon ESCON 36/3, es el utilizado para controlar posición y velocidad del motor, a continuación, se muestran las entradas y salidas del driver:

J1: Es utilizada para alimentar el driver con 24 V

Tabla 2-4: Pines J1

Numeración de PIN	Funciones
1	GND
2	VCC

Fuente: Software ESCON Studio

J2: Este conjunto de pines se utiliza para conectar el motor con el Driver ESCON 36/3

Tabla 3-4: Pines J2

Numeración de PIN	Funciones
1	Conectar el devanado 1 del motor
2	Conectar el devanado 2 del motor
3	Conectar el devanado 3 del motor
4	Alimentación para los sensores Hall
5	GND
6	Entrada del sensor Hall 1
7	Entrada del sensor Hall 2
8	Entrada del sensor Hall 3

Fuente: Software ESCON Studio

J5: Este conjunto de pines sirven para conectar entradas y salidas digitales, en estos se configura la entrada de la señal por modulación por ancho de pulso (PWM).

Tabla 4-4: Pines J5

Numeración de pines	Funciones
1	Entrada digital 1
2	Entrada digital 2
3	Entrada/ Salida digital 3
4	Entrada/ Salida digital 4
5	GND
6	Auxiliar (5v)

Fuente: Software ESCON Studio

J7: Esta entrada se utiliza para conectar el driver ESCON 36/3 con la PC

ESCON Studio es el software libre que se utiliza para configurar el driver ESCON 36/3, este software se encuentra en la página oficial de MAXON, a continuación, se muestra la configuración realizada para el driver:

Al momento de abrir el software ESCON Studio y conectar mediante USB el driver ESCON 36/3 con la computadora, nos pide los datos del motor, estos datos se encuentran en el catálogo del fabricante para este caso del motor Maxon EC 323772, y se presiona siguiente.

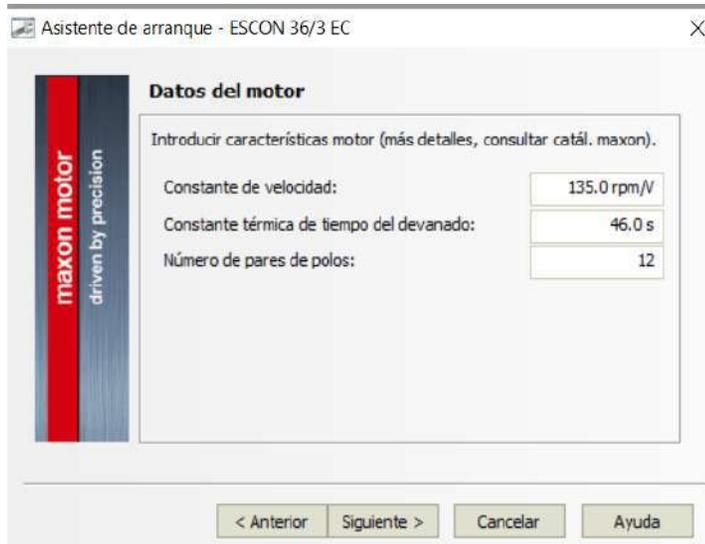


Figura 6-4: Datos de motor
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Después introducimos los datos del sistema, como no se necesita una velocidad elevada la cual normalmente en este tipo de motor es de 2590 rpm y también como la velocidad va a ser reducida por un reductor Armonic Drive (1:100), se procede a ubicar una velocidad de 120 rpm, que será la máxima para el funcionamiento de los motores, la corriente debe ser menor a 6 A, para este caso se usa lo que se muestra en la figura.



Figura 7-4: Datos del sistema
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Para la detección de posición del motor se utilizarán los mismos sensores Hall que vienen en el motor, los cuales están conectados a los 3 devanados de este motor.

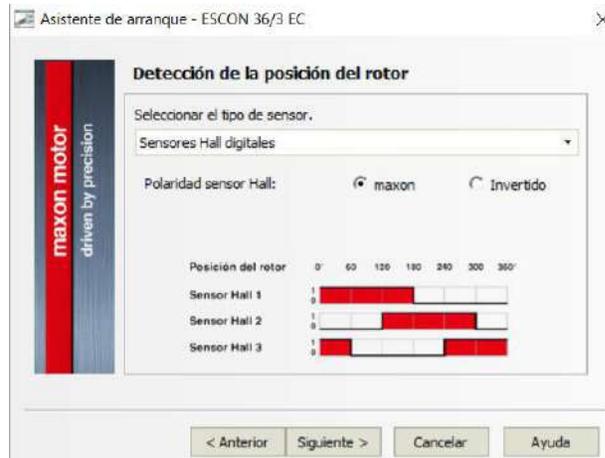


Figura 8-4: Selección de sensores de posición del motor
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

La operación del motor se lo realizara por la regulación de velocidad, esto es debido a que en principio la rehabilitación del paciente debe ser muy lenta, mientras avance la terapia se puede aumentar la velocidad de los diferentes movimientos articulares.

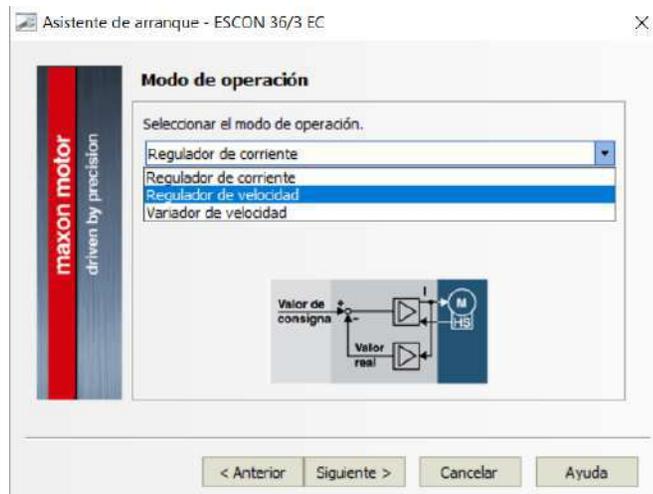


Figura 9-4: Modo de operación del motor
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Se habilita el puerto 3, que es por donde entrará la señal para mover los motores.

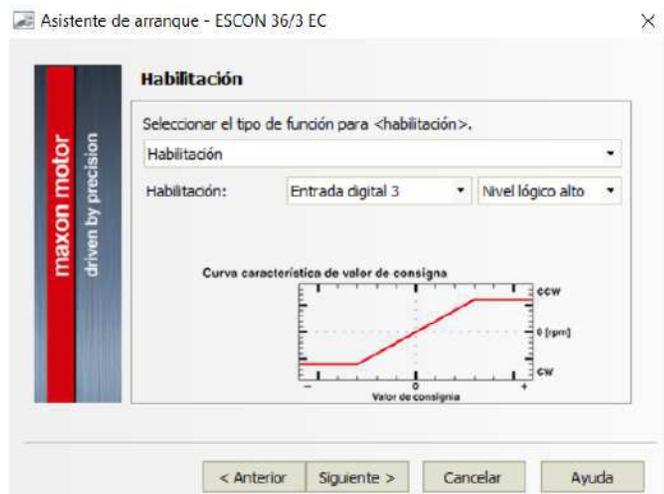


Figura 10-4: Habilitación de pin de señal para el motor
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Los pulsos PWM que entran en el controlador, nos darán velocidades de -120 rpm a 120 rpm, con esto también se controla la dirección de giro del motor.

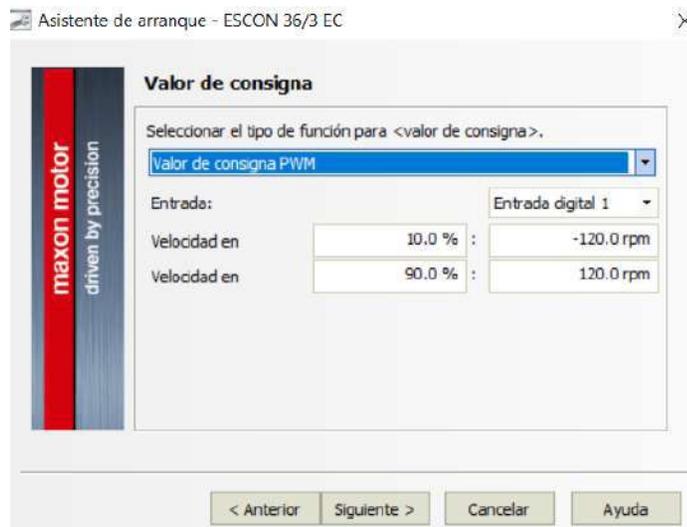


Figura 11-4: Valores de consigna PWM
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Se escoge la limitación de corriente de 3A, se pude escoger como máximo 6A, que es la que resiste el motor y el driver, para este caso la escogida es suficiente.

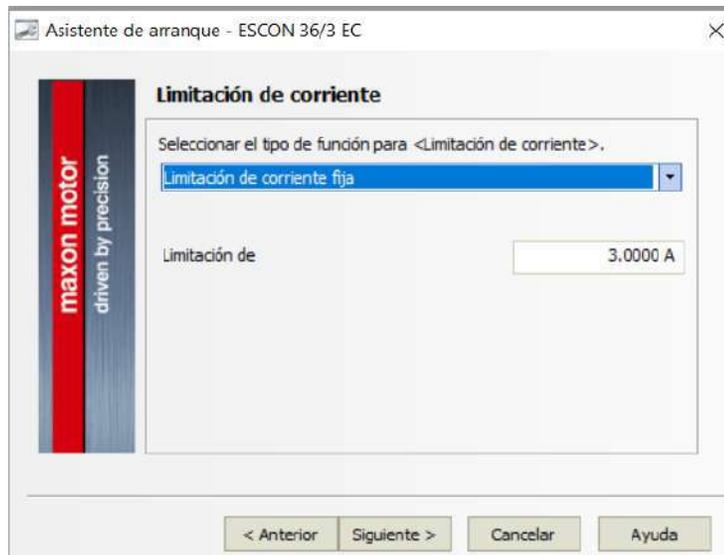


Figura 12-4: Prototipo ensamblado
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

La aceleración del motor que nos da por el cambio de velocidad, se escogió de 1000 rpm/s debido a que queremos un cambio rápido de velocidad.

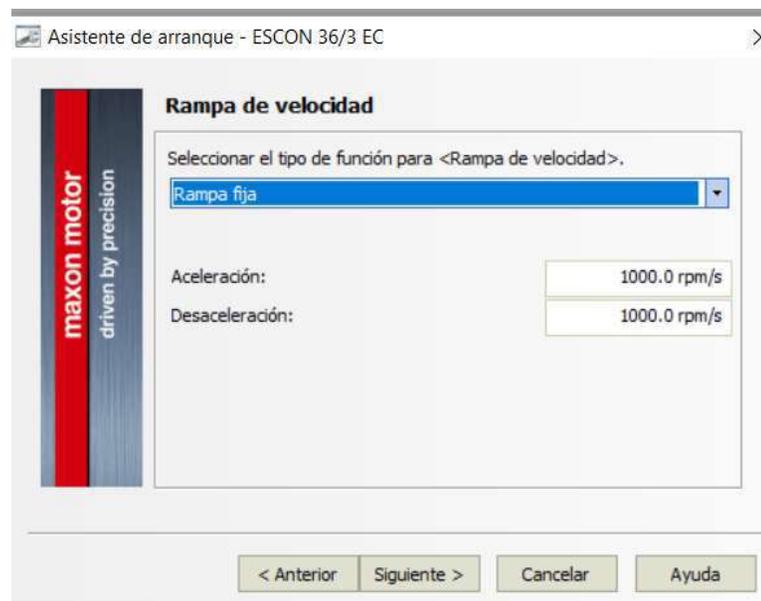


Figura 13-4: Rampa de velocidad
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

La velocidad mínima a la que van a girar los motores es de 15 rpm.



Figura 14-4: Velocidad de giro mínima
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Finalmente, el software muestra un resumen de la configuración de los pines.

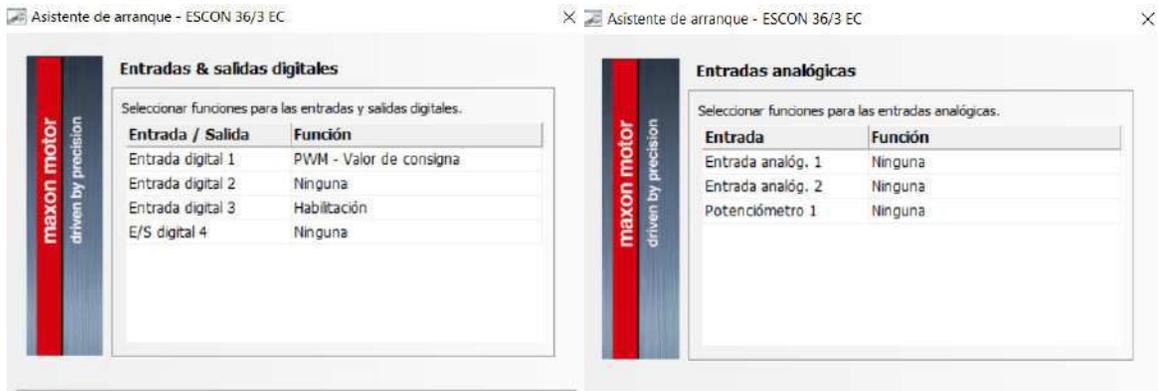


Figura 15-4: Entradas y salidas digitales/ analógicas del driver
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Después se procede a conectar los motores con el Driver, para realizar la sincronización entre los 2. Mediante Auto Tuning se realiza esta sincronización automáticamente.

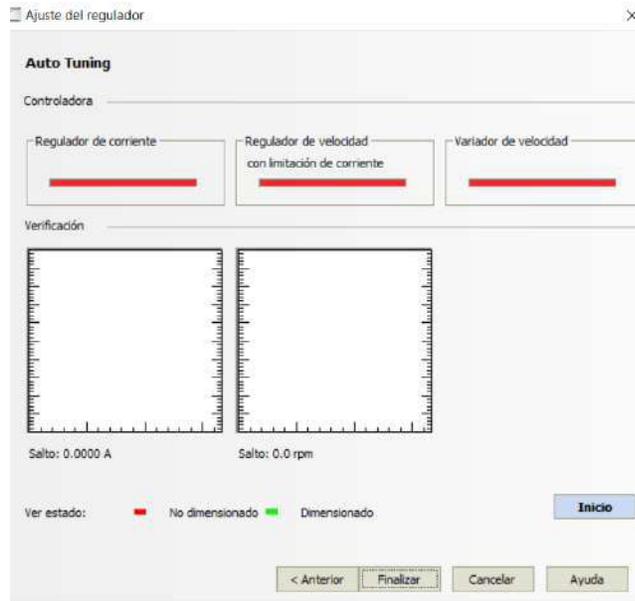


Figura 16-4: Ajuste del regulador
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Se da click en inicio y el motor se procede a sincronizar con el driver, se debe realizar esto para todos los motores.

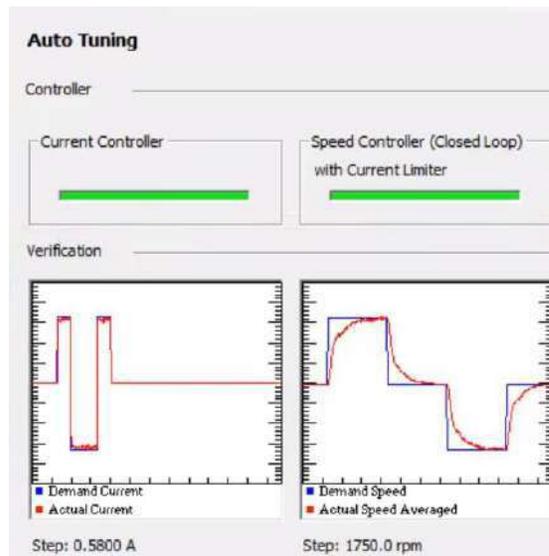


Figura 17-4: Sincronización del motor con el driver
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Después de obtener la sincronización del driver y el motor, se utiliza un controlador para el sistema este debe ser una tarjeta programable robusta, existen muchos en el mercado como la familia de

FPGA, Raspberry, arduino, etc, para esta aplicación se utiliza una tarjeta arduino Mega, la cual será la encargada de enviar los pulsos PWM para el accionamiento del motor.



Figura 18-4: Sistema electrónico del prototipo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

4.4 Pruebas de funcionamiento

Para las pruebas de funcionamiento se ha tomado a una niña de 11 años de edad, con las siguientes dimensiones:

Tabla 5-4: Dimensiones extremidad superior de niña de 11 años

Parámetros Antropométricos	Longitud
Altura de codo	26 cm
Largo de manga	44 cm

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

4.4.1 *Movimiento de abducción de hombro*

Posición 0°



Figura 19-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Posición 30°



Figura 20-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 35°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

La amplitud del movimiento de abducción de hombro alcanzado por el prototipo es desde 0o hasta los 30°, el prototipo podría girar hasta 180°, pero el elemento uno chocaría con la cabeza del paciente.

4.4.2 *Movimiento de extensión y flexión de hombro*

Posición alcanzada – 40°

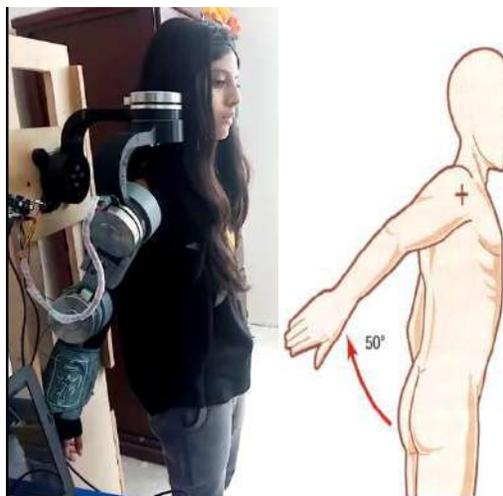


Figura 21-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Posición 90°

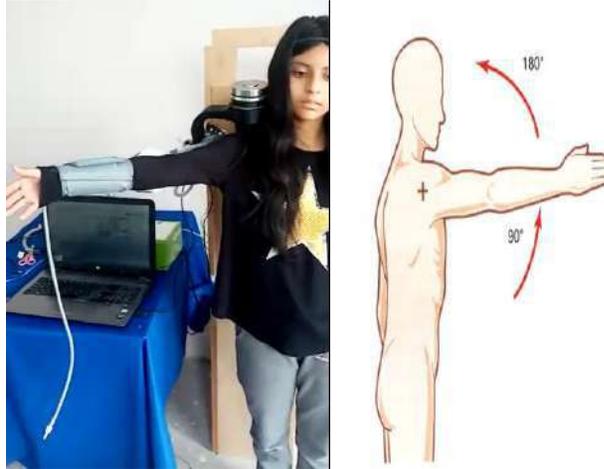


Figura 22-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Posición 140°



Figura 23-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

La amplitud alcanzada en el movimiento de extensión y flexión de hombro es desde los -40° hasta los 140° , llega hasta este rango debido a que el elemento 3 impacta con el elemento 2, impidiéndole girar hasta los 180° .

4.4.3 *Movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal*

Posición -30°

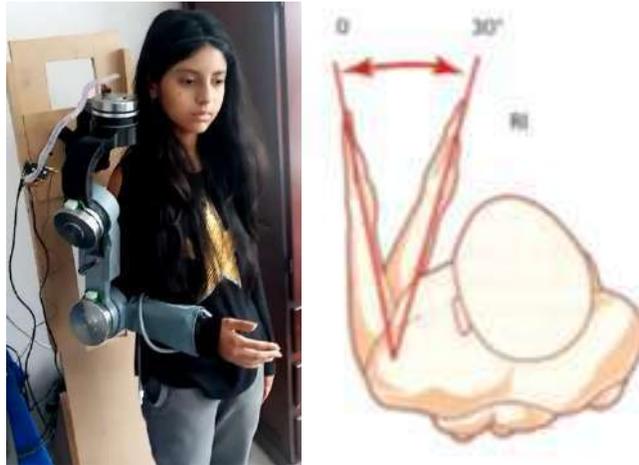


Figura 24-4: Movimiento de Abducción de hombro posición -30°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Posición 0°

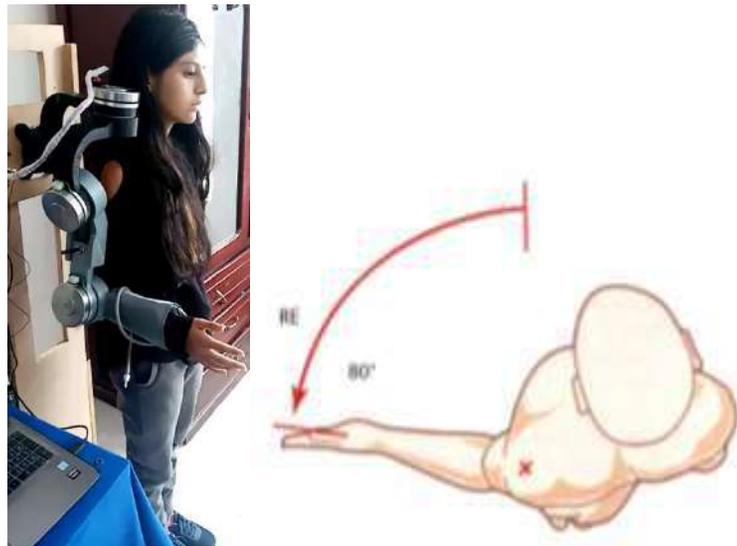


Figura 25-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 0°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Posición 70°



Figura 26-4: Movimiento de Abducción de hombro posición 70°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

La amplitud del movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal alcanzada es desde los -30°, hasta los 70°, esto debido a condiciones geométricas que hacen que el motor del elemento 3, choque con el elemento 1.

4.4.4 *Movimiento de extensión y flexión de codo*

Posición 0°

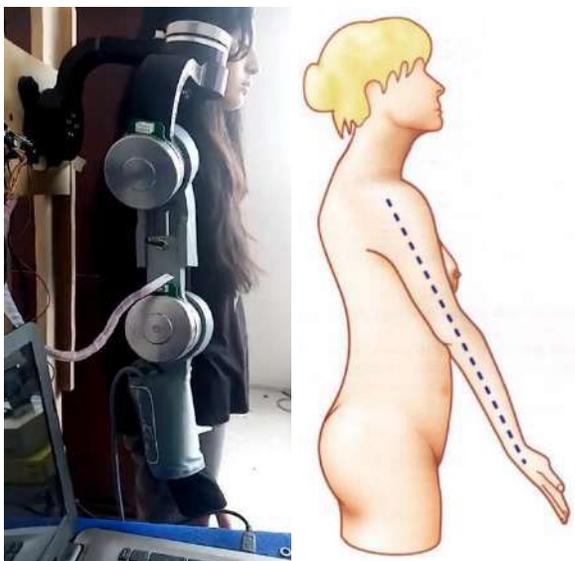


Figura 27-4: Movimiento de extensión y flexión de codo posición 0°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Posición 90°

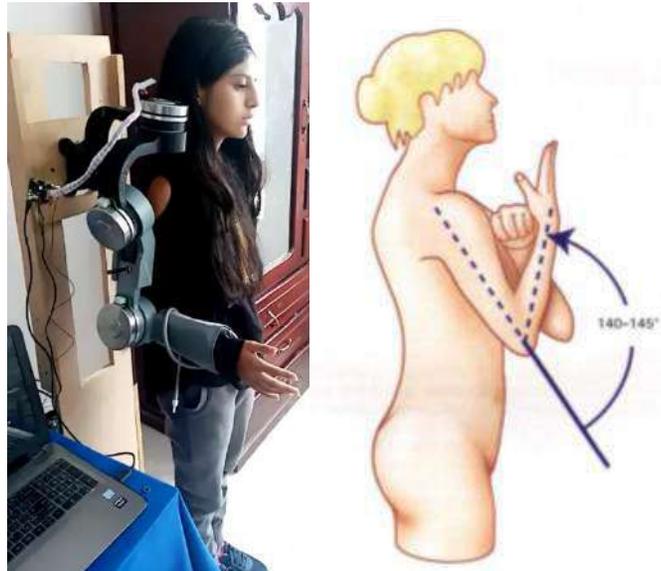


Figura 28-4: Movimiento de extensión y flexión de codo posición 90°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

Posición 145°



Figura 29-4: Movimiento de extensión y flexión de codo posición 145°
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

El alcance del movimiento de extensión y flexión de codo va desde los 0° hasta 145°, cumpliendo en su totalidad su movimiento articular.

4.5 Comparación Torque en los 3 métodos obtenidos

4.5.1 Comparación de torques movimiento de abducción de hombro

Mediante la corriente medida al generar la trayectoria en el prototipo se obtuvo la curva de torque real versus la posición, como se puede observar en la Figura 31-4, donde se muestra además las curvas generadas mediante el análisis analítico y software Adams view, la curva generada por el software Adams view es la que genera mayor torque (4.7 Nm) a 70°, pero el prototipo genera realmente una trayectoria de hasta 30°, generando un torque real de 3 Nm en dicha posición.

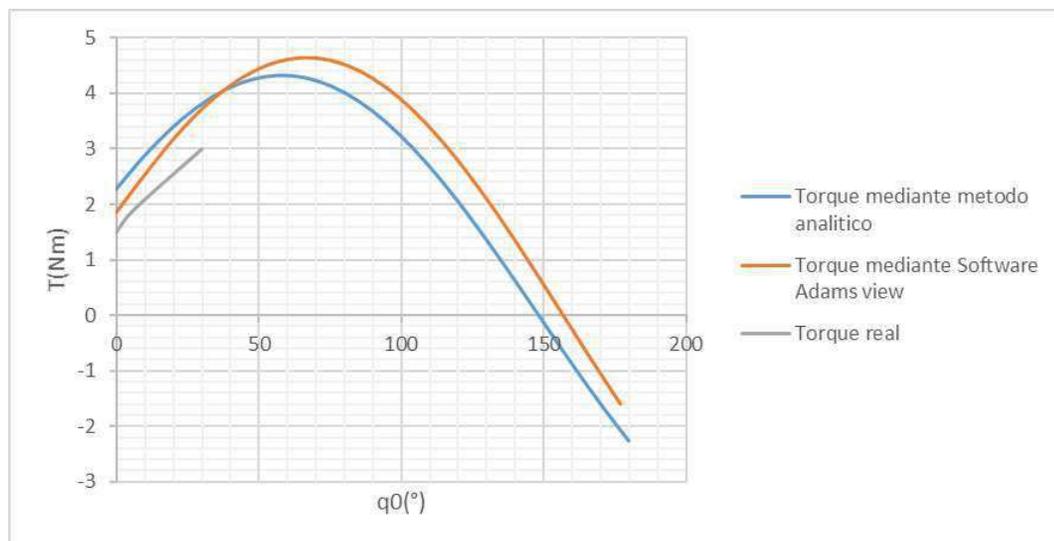


Figura 30-4: Comparación de Torques en el movimiento de abducción de hombro
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

4.5.2 Comparación de torques movimiento de extensión y flexión de hombro

En la Figura 32-4, se muestran las 3 curvas de torque obtenidas en este trabajo, donde se observa que la curva realizada de manera analítica genera el mayor torque (3,8 Nm), en la posición de 0°, mientras que las pruebas en el prototipo real alcanzaron un rango de -40° a 140°, dando como resultado en la posición 0o un torque máximo de 3,4 Nm.

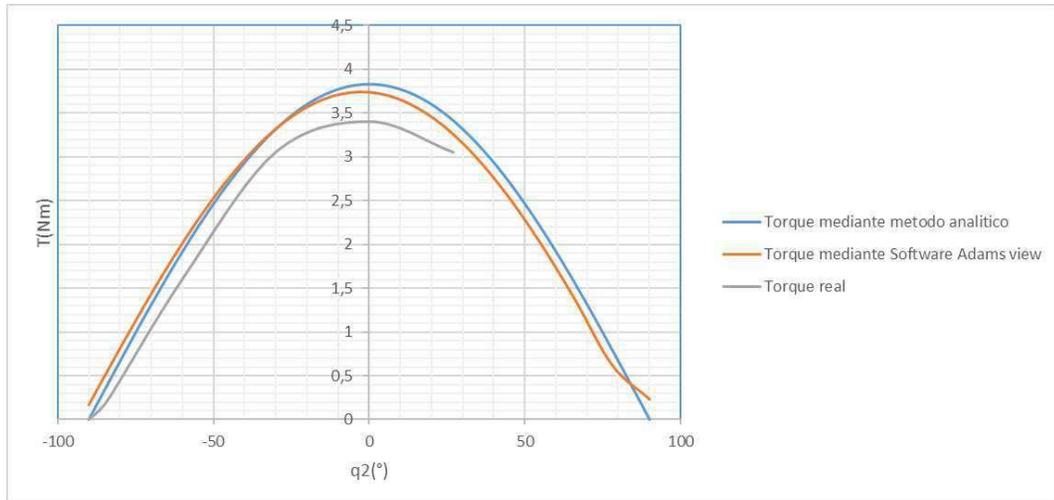


Figura 31-4: Comparación de Torques en el movimiento de extensión y flexión de hombro
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

4.5.3 Comparación de torques movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal

La Figura 33-4 muestra las 3 curvas de torque generadas por el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal, donde se puede observar que el torque real se muestra como variable teniendo un máximo de 0,07 Nm.

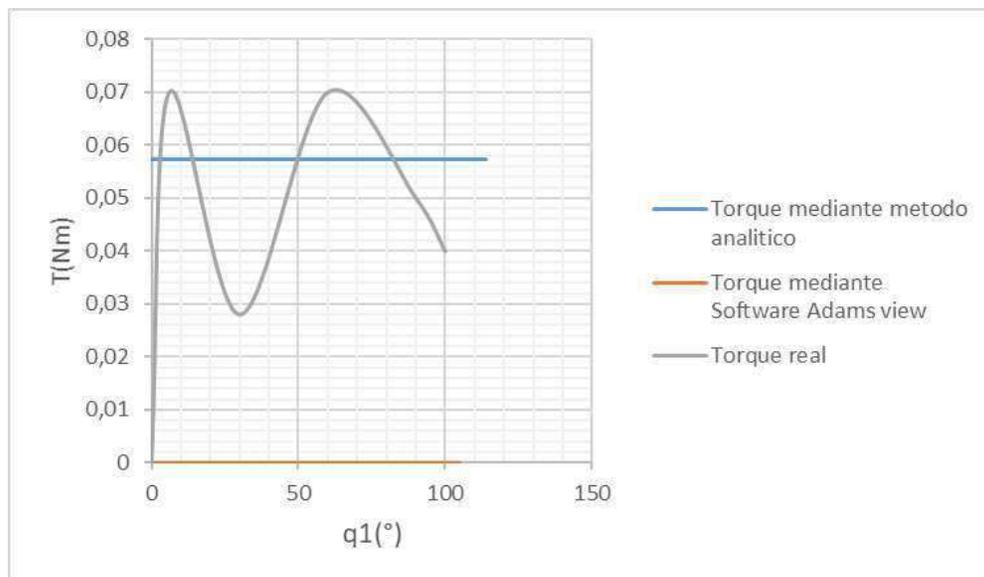


Figura 32-4: Comparación de Torques en el movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal
 Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

4.5.4 Comparación de torques movimiento de extensión y flexión de codo

La Figura 34-4 muestra las 3 curvas de torque generadas por el movimiento de extensión y flexión de codo, donde se puede observar a la curva obtenida por el método analítico muy similar a la obtenida por el software Adams view, con un máximo de 0,5 Nm en la posición de 90°, también se puede observar la curva del torque real nos muestra un valor inferior a las otras 2 curvas (0,415 Nm), el prototipo cubre de 0° a 140°, es decir todo el rango del movimiento.

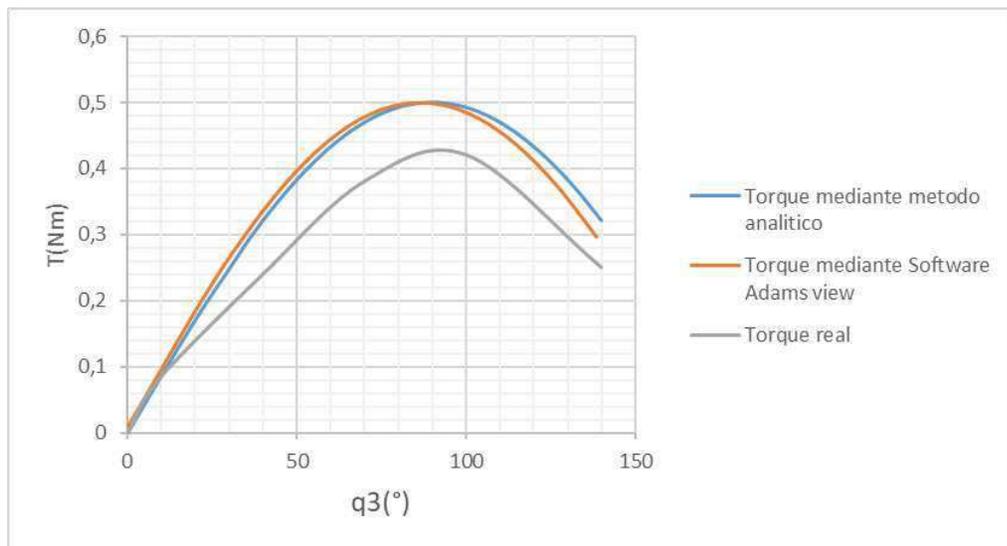


Figura 33-4: Comparación de Torques en el movimiento de extensión y flexión de codo
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

4.6 Resultados de amplitud de los movimientos articulares

Tabla 6-4: Resultados de amplitud del movimiento articular obtenido

Movimientos Articulares	Amplitud de movimiento	Amplitud de movimiento obtenido en el prototipo	Porcentaje de amplitud alcanzada respecto al movimiento articular
Movimiento de abducción de hombro	0° a 180°	0° a 30°	16.67%
Movimiento de extensión y flexión de hombro	-50° a 180°	-40° a 140°	78.26%
Movimiento de rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal	-30° a 80°	-30° a 70°	90.91%
Movimiento de extensión y flexión de codo	0° a 145°	0° a 145°	100%

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

CAPÍTULO V

5. PROPUESTA

5.1 Diseño y construcción del prototipo

Mediante el diseño y construcción realizado en el proyecto se propone la utilización del rehabilitador de miembro superior destinado a niños de 5 a 11 años de edad del país, los cuales hayan sufrido accidentes cerebrovasculares o alguna lesión física. Este rehabilitador realiza movimientos de abducción de hombro, flexión y extensión de hombro, rotación sobre su eje longitudinal y flexión, y extensión de codo, los cuales son los movimientos básicos articulares del miembro superior.

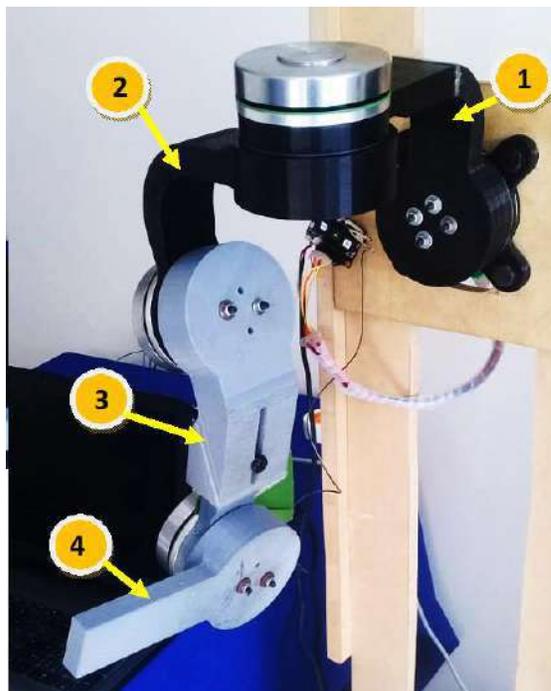


Figura 6-5: Rehabilitador ensamblado
Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 1-5, se muestran los elementos que conforman el rehabilitador de miembro superior, donde el elemento 1 está conectado al motor que genera el movimiento de abducción, el elemento 2 está conectado con el motor que genera el movimiento de rotación

sobre su eje longitudinal, el elemento 3 está conectado al motor para generar el movimiento de abducción y flexión de hombro, y el elemento 4 está conectado al motor que genera el movimiento de flexión y extensión de codo.

Los motores funcionan de manera independiente en cada movimiento es decir funciona un motor para cada movimiento articular. El elemento 3 puede extenderse esto es para que pueda ser utilizado por niños de distintas edades de 5 a 11 años. Los elementos del prototipo fueron construidos mediante impresión 3D, con material PLA, el cual tiene la resistencia necesaria para cumplir con su función de prototipo.

El rehabilitador se puede utilizar para realizar rutinas de rehabilitación física, por lo que ayuda a mejorar la eficiencia de los movimientos de rehabilitación y de reaprendizaje de movimientos.

5.2 Torques en los 4 movimientos articulares y métodos de obtención

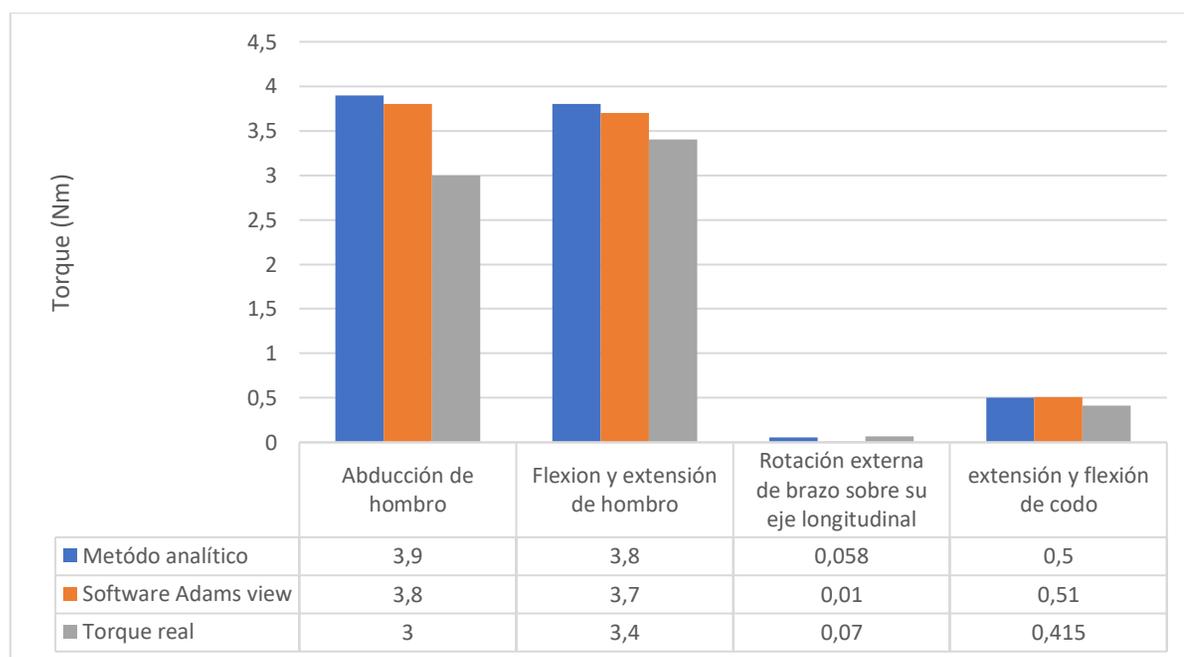


Figura 7-5: Torques en los 4 movimientos articulares y métodos de obtención

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

En la Figura 2-5, se muestran los torques de los 4 movimientos articulares y métodos de obtención de cada uno de ellos (método analítico, mediante software Adams view, y torque real), donde se puede apreciar que el torque máximo real se encuentra en el movimiento de extensión y flexión de hombro. El torque real se obtuvo al medir la variación del amperaje mediante los distintos movimientos, ese amperaje tiene una conversión para obtener el torque real.

5.3 Costos de fabricación

Los costos de fabricación del prototipo se muestran en la tabla 1-5, se toman en cuenta los precios de los materiales necesarios para la construcción del prototipo, impresión 3D, componentes electrónicos y mano de obra.

Tabla 1-5: Costos de fabricación

Material	Cantidad	Precio unitario	Precio total
PLA (rollo de 1kg)	2	\$ 22	\$ 44
motor MAXON EC 323772	4	\$ 250	\$ 1000
Driver MAXON ESCON 36/3	1	\$ 145	\$ 145
Tarjeta Arduino Mega	1	\$ 15	\$ 15
Accesorios eléctricos		\$ 20	\$ 20
Impresión 3D		\$ 10	\$ 10
Mano de obra		\$ 60	\$ 60
		Total	\$ 1294

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

5.4 Demostración de la hipótesis

- ▶ Hipótesis nula: El diseño y la construcción del prototipo, no cumple con el torque requerido para realizar los movimientos de rehabilitación de miembros superiores en niños. $H_0: u = \text{Torque teorico}$
- ▶ Hipótesis alternativa: El diseño y la construcción del prototipo, cumple con el torque requerido para realizar los movimientos de rehabilitación de miembros superiores en niños. $H_1: u < \text{Torque teorico}$
- ▶ Nivel de significancia

Se considera un valor del 5%

► Zona de rechazo

Para encontrar el t crítico se requiere calcular el grado de libertad, determinado por el número de elementos:

$$GL = n-1$$

$$GL = 6-1$$

$$GL = 5$$

Mediante los grados de libertad y el nivel de significancia en la tabla de t student se encuentra el valor del t crítico.

GL	$t_{0,55}$	$t_{0,60}$	$t_{0,70}$	$t_{0,80}$	$t_{0,90}$	$t_{0,95}$
1	0,1584	0,3249	0,7265	1,3764	3,0777	6,3138
2	0,1421	0,2887	0,6172	1,0607	1,8856	2,9200
3	0,1366	0,2767	0,5844	0,9785	1,6377	2,3534
4	0,1338	0,2707	0,5686	0,9410	1,5332	2,1318
5	0,1322	0,2672	0,5594	0,9195	1,4759	2,0150
6	0,1311	0,2648	0,5534	0,9057	1,4398	1,9432
7	0,1303	0,2632	0,5491	0,8960	1,4149	1,8946
8	0,1297	0,2619	0,5459	0,8889	1,3968	1,8595
9	0,1293	0,2610	0,5435	0,8834	1,3830	1,8331

Figura 8-5: Zona de rechazo según grados de libertad y significancia
Fuente: (Murray & Larry, 2009)

Debido a que los valores de la hipótesis alternativa son menores al valor medio teórico, se ubica el t crítico a la izquierda del diagrama.

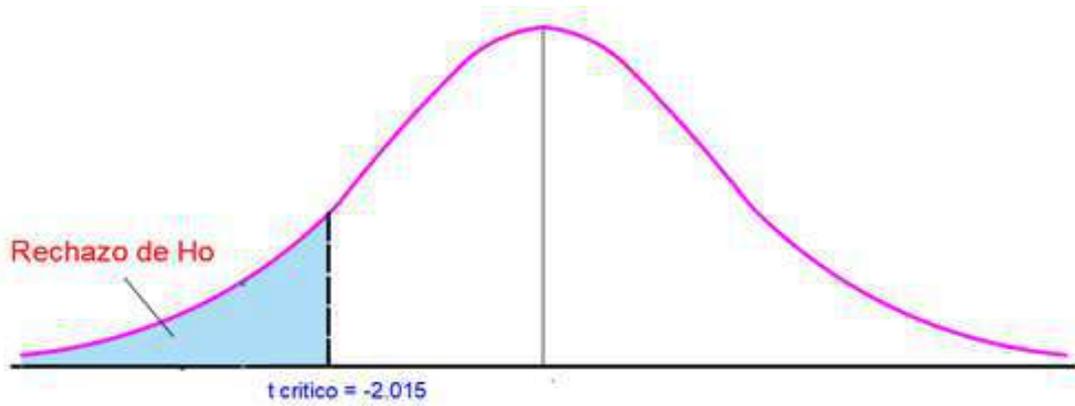


Figura 9-5: Zona de rechazo, prueba t student
Fuente: (Murray & Larry, 2009)

► Prueba t

Se procede a calcular el t prueba de cada movimiento de rehabilitación mediante la siguiente ecuación:

$$t_{prueba} = \frac{\bar{x} - u}{\frac{S}{\sqrt{n}}}$$

Dónde:

u , valor teórico medio

\bar{x} , promedio obtenido en la muestra

S , desviación estándar de la muestra

n , tamaño de la muestra

En la tabla 2-5, se muestra el resumen de los valores de la prueba t student de los 4 movimientos de rehabilitación.

Tabla 2-5: Resultado prueba t student en los 4 movimientos

Movimientos articulares	Torque real medio (Nm)	Desviación estandar	n	Grados de libertad (n-1)	α	Torque método analítico (Nm)	t crítico	t prueba	Decisión
Abducción de hombro	3	0,9	6	5	0,05	3,9	2,015	-2,4494	Rechaza Ho
Flexión y extensión de hombro	3,4	0,25	6	5	0,05	3,8	2,015	-3,9191	Rechaza Ho
Rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal	0,058	0,012	6	5	0,05	0,07	2,015	-2,4494	Rechaza Ho
Extensión y flexión de codo	0,415	0,072	6	5	0,05	0,5	2,015	-2,8917	Rechaza Ho

Realizado por: Verdugo, Henry. 2020

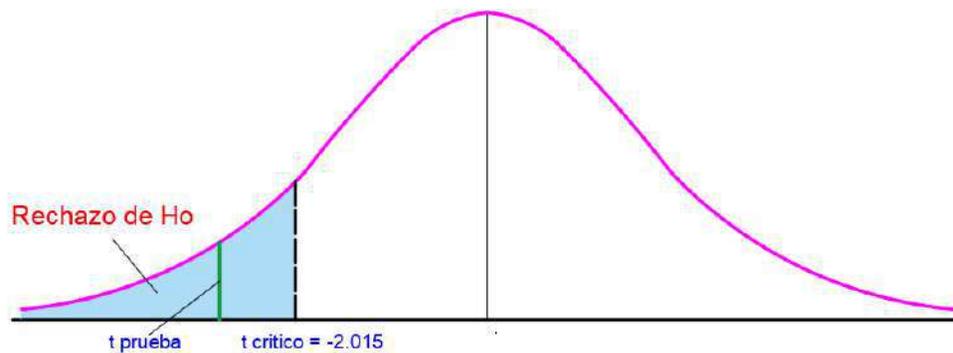


Figura 10-5:Rechazo de hipótesis nula

Fuente: (Murray & Larry, 2009)

Como el t prueba es menor al t crítico entonces se rechaza la hipótesis nula, aceptando la hipótesis alternativa que nos dice, El diseño y la construcción del prototipo, cumple con el torque requerido para realizar los movimientos de rehabilitación de miembros superiores en niños.

CONCLUSIONES

Se utilizó la cinemática directa para el análisis de posición y velocidad del mecanismo del prototipo debido a que para lograr los distintos movimientos articulares de hombro y codo, solo se acciona un motor a la vez, dejando los otros sin movimiento, utilizando ecuaciones para calcular la posición final de cada uno de los movimientos. El prototipo puede ser utilizado para la rehabilitación de niños de 5 hasta 11 años de edad, debido a que el elemento 3 puede ser ampliado, logrando así una amplitud de altura de codo de 20 a 27 cm.

Se realizó el análisis de fuerzas y torques en el mecanismo del prototipo por el método analítico de potencias virtuales utilizando el software Matlab y también se lo realizó con el software Adams view obteniendo valores similares, el torque máximo que se obtuvo es el utilizado para el movimiento de abducción de hombro y es de 4.7 Nm.

El factor de seguridad obtenido en el análisis por métodos de elementos finitos es de 9.82, es un factor de seguridad elevado debido a que se toma en cuenta que la impresión no está hecha al 100% de su densidad, si no al 25%, esto debido a que así se disminuye el tiempo de la impresión 3D.

El prototipo abarca totalmente la amplitud del movimiento de extensión y flexión de codo, mientras que la amplitud de los movimientos de extensión - flexión de codo y rotación externa de brazo sobre su eje longitudinal, el prototipo los abarca en un 78.26% y 90.91 % respectivamente, y también se pudo determinar que para el movimiento de abducción de hombro abarca un 16.67% de la amplitud del movimiento.

La velocidad de accionamiento de los movimientos articulares del prototipo pueden ser variados, esto depende de la etapa de rehabilitación del niño, el driver maxon ESCON 36/3 permite regular la velocidad mínima y máxima a la cual se puede variar la posición, para el control de la posición el motor viene con sensores digitales los cuales se encuentran en cada uno de sus devanados (son 3 en total).

RECOMENDACIONES

Se debe manipular el prototipo con las velocidades adecuadas, esto debido a que si se maniobra mal puede causar lesiones en los pacientes.

En futuros trabajos se puede programar una secuencia en los motores para crear movimientos del brazo, como por ejemplo para que el prototipo cree la trayectoria de coger un vaso de agua y tomárselo, así el niño con accidente cerebrovascular reaprenderá dicho movimiento.

Puede diseñarse otro prototipo para personas de mayor edad, basándose en el principio de funcionamiento del prototipo rehabilitador de este trabajo, utilizando la misma metodología.

BIBLIOGRAFÍA

- Amin, Z. (2017). Design and kinematic analysis of a novel upper limb exoskeleton for rehabilitation of stroke patients. *IEEE International conference on rehabilitation robotics*, 759-764.
- Arteaga, D. (13 de julio de 2018). *Fisioterapeuta ayudando a su paciente con ejercicio de brazo*. Obtenido de freepik: https://www.freepik.es/fotos-premium/fisioterapeuta-ayudando-su-paciente-ejercicio-brazo_2344338.htm
- Azevedo, R. (27 de junio de 2019). *Lifeder*. Obtenido de Planos Anatómicos y Ejes del Cuerpo Humano: <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>
- Barrientos, A. (2005). *Fundamentos de robotica* (segunda ed.). Madrid: McGraw-Hill.
- Bupa, E. d. (12 de enero de 2018). *bupasalud*. Obtenido de Accidente cerebrovascular (ACV) hemorrágico: <https://www.bupasalud.com.mx/salud/acv-accidente-cerebrovascular-hemorragico>
- Chávez, M. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades. *Revista Ingeniería Biomédica*, 63-73.
- Christensen, S., & Bai, S. (2018). Kinematic analysis and design of a novel shoulder exoskeleton using a double parallelogram linkage. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 10(4). doi:<https://doi.org/10.1115/1.4040132>
- Cisneros, C. (20 de diciembre de 2017). *Maquinaria Específica - Exoesqueletos*. Obtenido de Exoesqueleto: <https://sites.google.com/site/fgtce04equipo03tgigestion/exoesqueletos>
- De Lima, H. (12 de septiembre de 2016). *Movimientos de rehabilitación miembro superior*. Obtenido de Movimientos de rehabilitación miembro superior:

http://oa.upm.es/44391/1/TFM_HELEN_ANDREINA_DE_LIMA_BRICE%C3%91O.pdf

Gonzales, L. (11 de marzo de 2015). *Apuntes marea verde*. Obtenido de Matematica 2, Geometria en el espacio, vectores:
http://www.apuntesmareaverde.org.es/grupos/mat/Bachillerato/BC2%2004%20Vectores.pdf?fbclid=IwAR37exQjJfp8eFPyWoisR7leXX6-1ZlC9oxKqc6jDJlu_5vLEJXobJpkwKw

Gonzalez, A. (28 de diciembre de 2019). *Scribd*. Obtenido de Que es la biomecanica:
<http://es.scribd.com/document/180691640/Biomecanica>

Guaara, R. D. (2 de 10 de 2019). *Lifeder*. Obtenido de Planos Anatómicos y Ejes del Cuerpo Humano: <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>

Kapandji A., I. (2006). *Fisiología Articular* (Vol. 1). Madrid: Medica Panamericana.

Maxon. (12 de 01 de 2020). *maxon*. Obtenido de maxongroup:
https://www.maxongroup.com/medias/sys_master/8825435389982.pdf

Medina, J. (2016). Controlling a robot arm via the Internet. *Revista Iberoamericana de Producción Académica y Gestión Educativa*, 1-10. Obtenido de https://www.researchgate.net/publication/308411508_Controlling_a_robot_arm_via_the_Internet

Mendez, S., Arias, M., & Gonzalez, L. (2017). Diseño de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitacion de hombro. *Revista mexicana de ingenieria biomedica*, 38, 330-342.

NIH. (3 de enero de 2017). *Accidente cerebrovascular*. Obtenido de National Institute of Neurological Disorders and Stroke :
https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/accidente_cerebrovascular.htm

Ñauta, A., & Vergara, M. (14 de junio de 2017). *Simulación de termofluidos de PLA natural y ABS en el proceso de impresión en 3D*. Obtenido de Universidad Politecnica Salesiana Ecuador:
<https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/14548/1/UPS-CT007148.pdf>

Organizacion Mundial de la Salud (OMS). (2013). Recuperado el 12 de 07 de 2019, de Fisioterapia: <http://www.who.int/es>

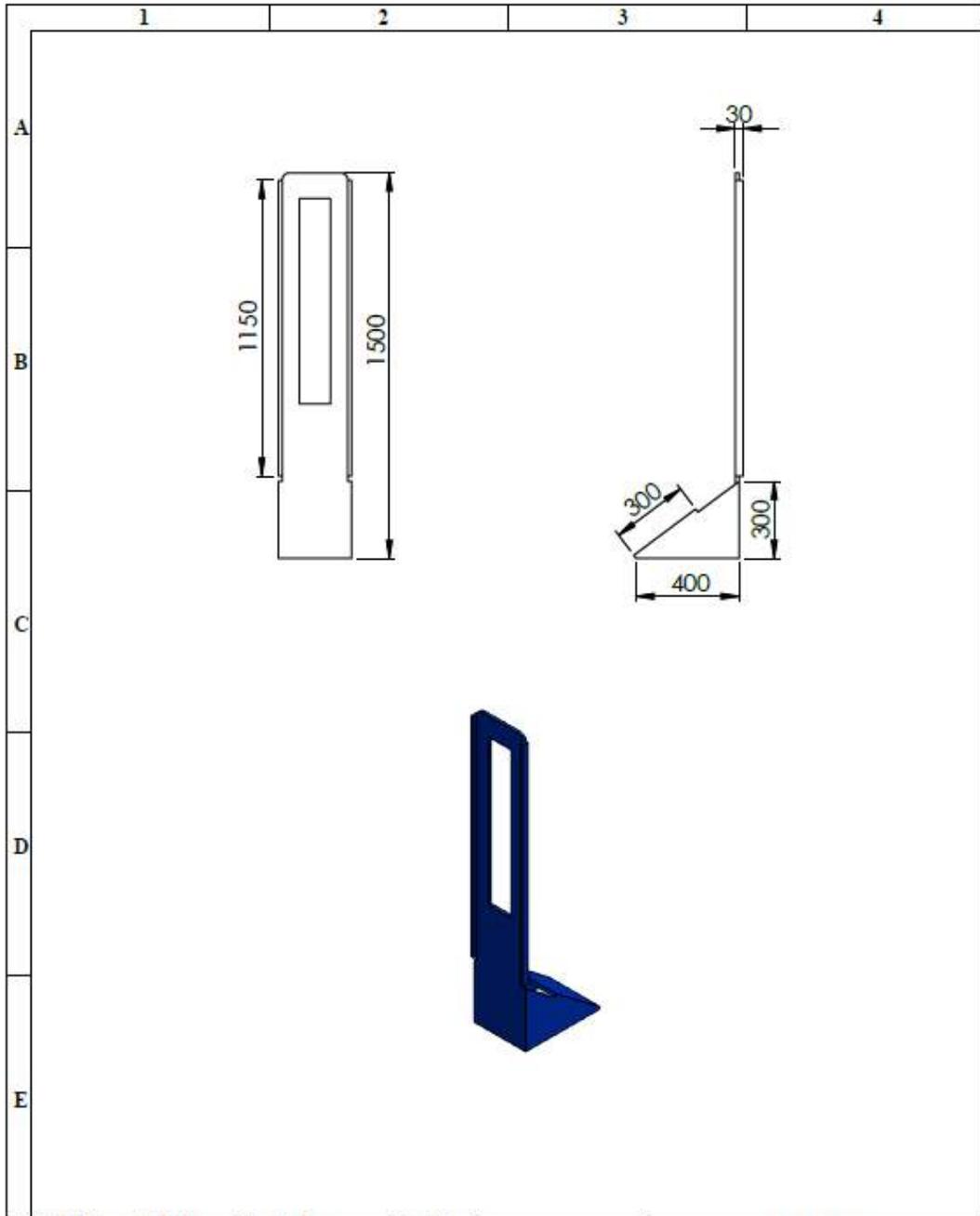
Plan todo una vida, E. (2017). Plan todo una vida. *SENPLADES*, 48-52.

Roda, B., Mata, V., & Albelda, J. (2016). *Maquinas y mecanismos*. Valencia: Universidad Politecnica de Valencia.

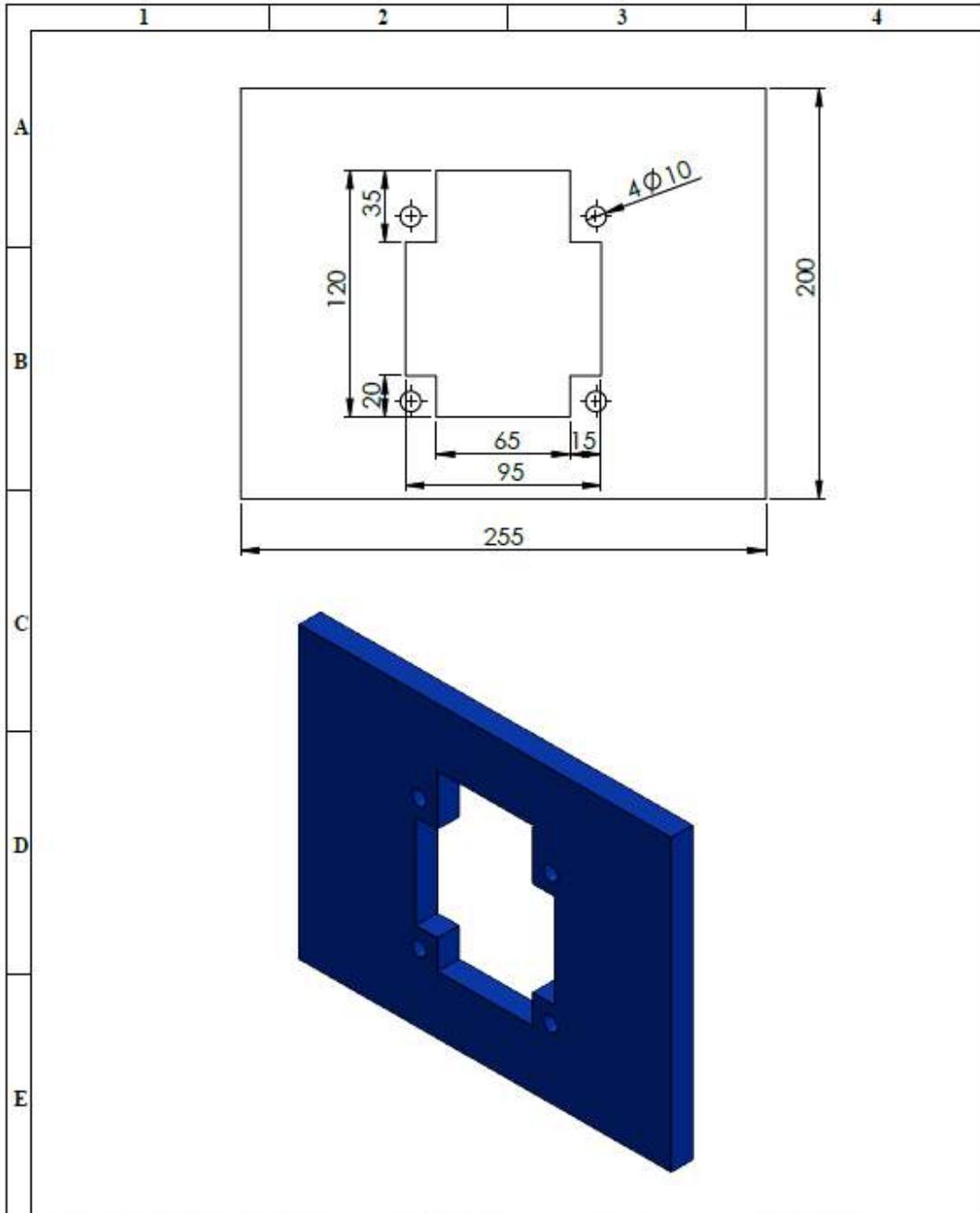
Vintimilla, M. J. (27 de febrero de 2011). *Antropometria y tallaje para niños de edad escolar*. Obtenido de Universidad del Azuay:
<http://dspace.uazuay.edu.ec/bitstream/datos/322/1/08582.pdf>

Wiley, J. (2008). *Wereable robots: Biomechatronic exoskeletons*. Madrid: Pons Jose.

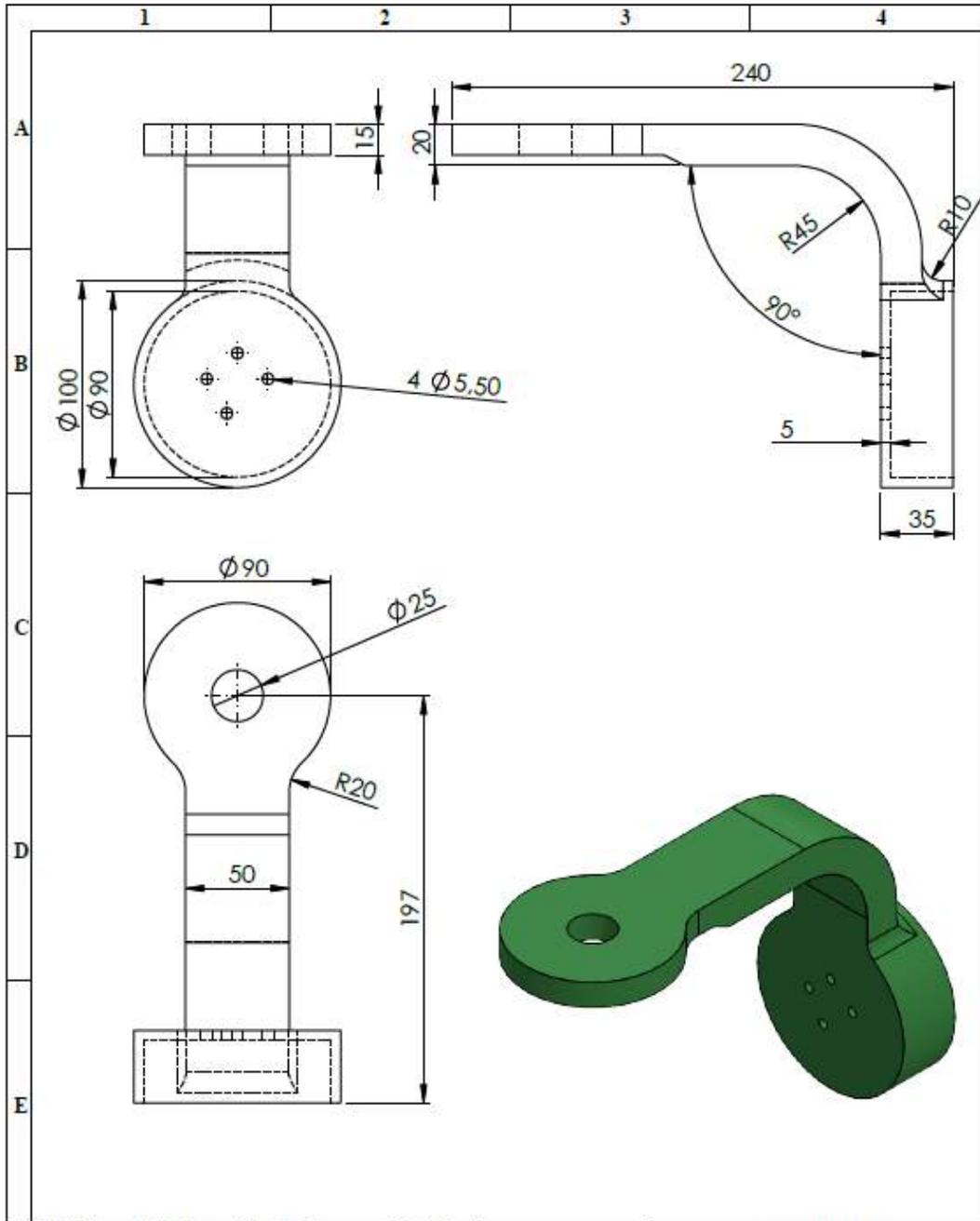
ANEXOS



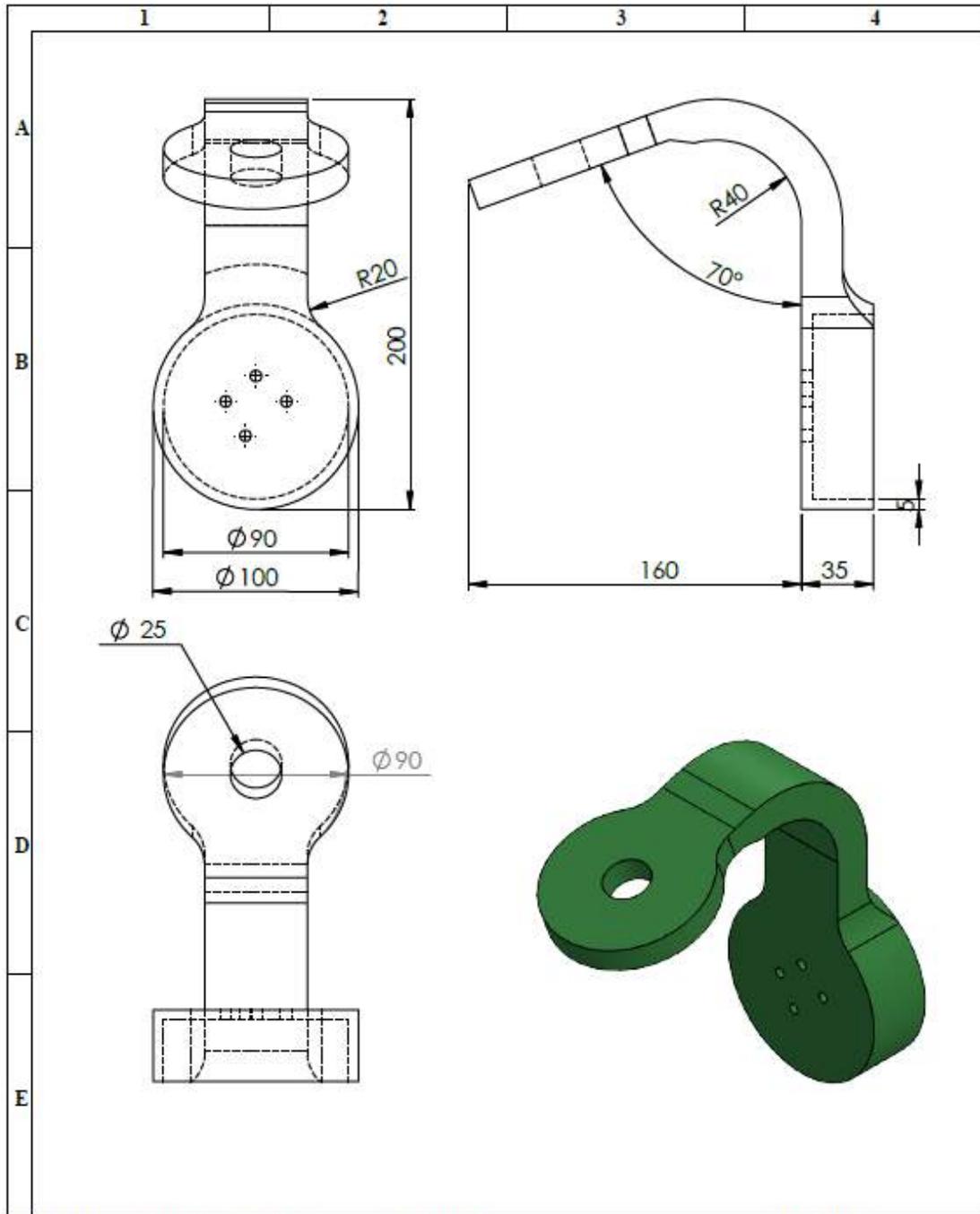
N°. Lámina: 3 de 13		N°. Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA					
Email: hdyi@hotmail.com				Denominación: Bancada								Peso [Kg]	
Teléfonos: 0987663926								Tolerancia		Escala			
Datos	Nombre	Firma	Fecha					4.71		1:20			
Proyectó	Ing. Vardago H.		05/06/2020										
Dibujó	Ing. Vardago H.		10/06/2020										
Revisó	Ing. Aquino M.		10/07/2020	Materiales: MDF espesor 15mm								<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>	
Aprobó	Ing. Aquino M.		12/07/2020	Nombre de archivo:									



N°. Lámina: 4 de 13		N°. Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA				
Email: hdvi@hotmail.com		Teléfonos: 0987665926		Denominación: Soporte Móvil		Peso [Kg]		Tolerancia		Escala		Registro
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Materiales: MDF espesor 15mm		0.34				1:2.5		
Proyectó	Ing. Verdugo H.		05/06/2020	Nombre de archivo:		<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small> 						
Dibujó	Ing. Verdugo H.		10/06/2020									
Revisó	Ing. Aquino M.		10/07/2020									
Aprobó	Ing. Aquino M.		12/07/2020									

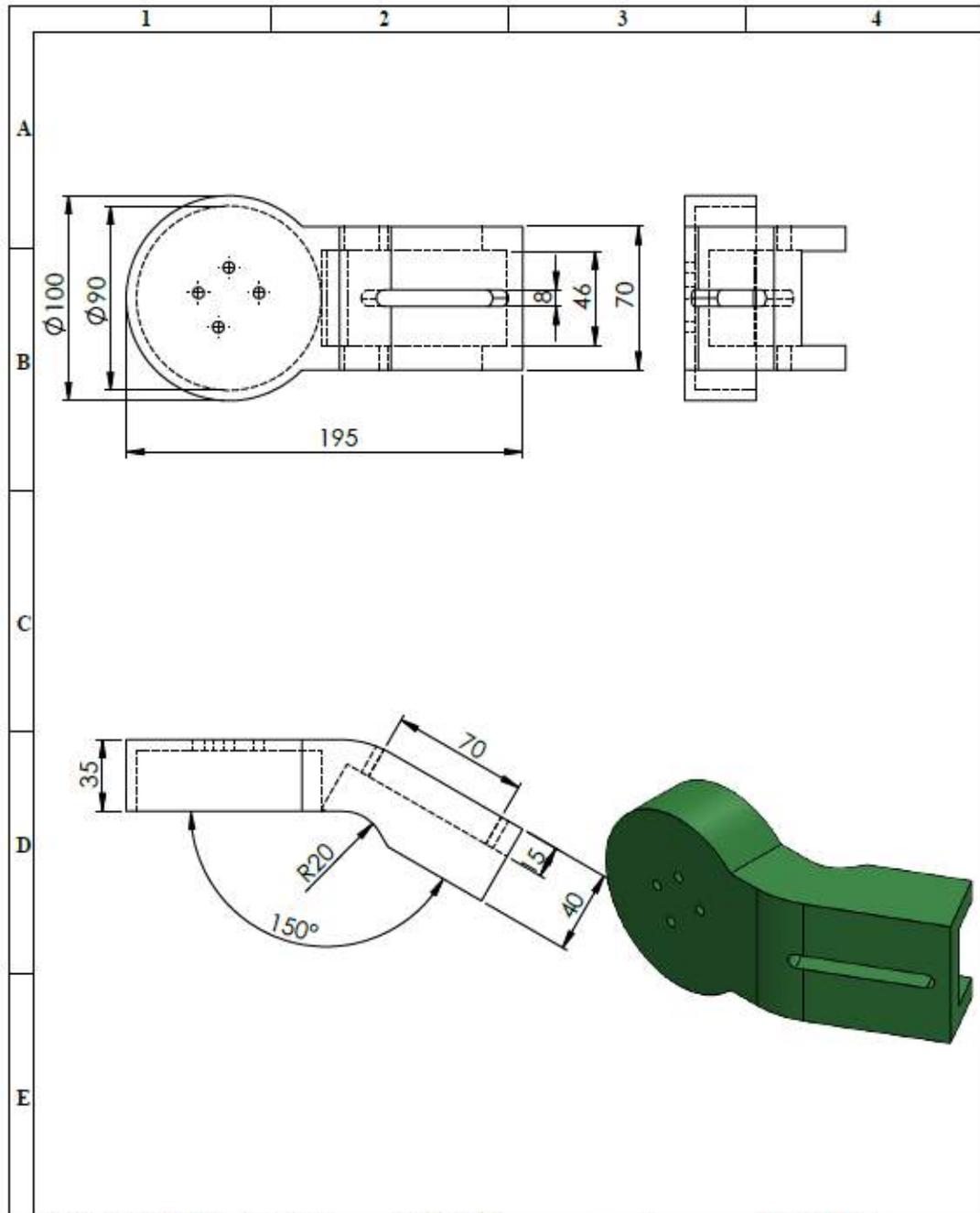


Nº. Lámina: 5 de 13		Nº. Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA			
Email: hdva@hotmail.com		Teléfonos: 0987663926		ELEMENTO 1		Denominación:		ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			
Datos	Nombre	Firma	Fecha					Peso [Kg]	Tolerancia	Escala	Registro
Proyectó	Ing. Verdugo H.		05/06/2020					0.38		1:2.5	
Dibujó	Ing. Verdugo H.		10/06/2020								
Revisó	Ing. Aquino M.		10/07/2020	Materiales: PLA		<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY.</small>					
Aprobó	Ing. Aquino M.		12/07/2020	Nombre de archivo:							

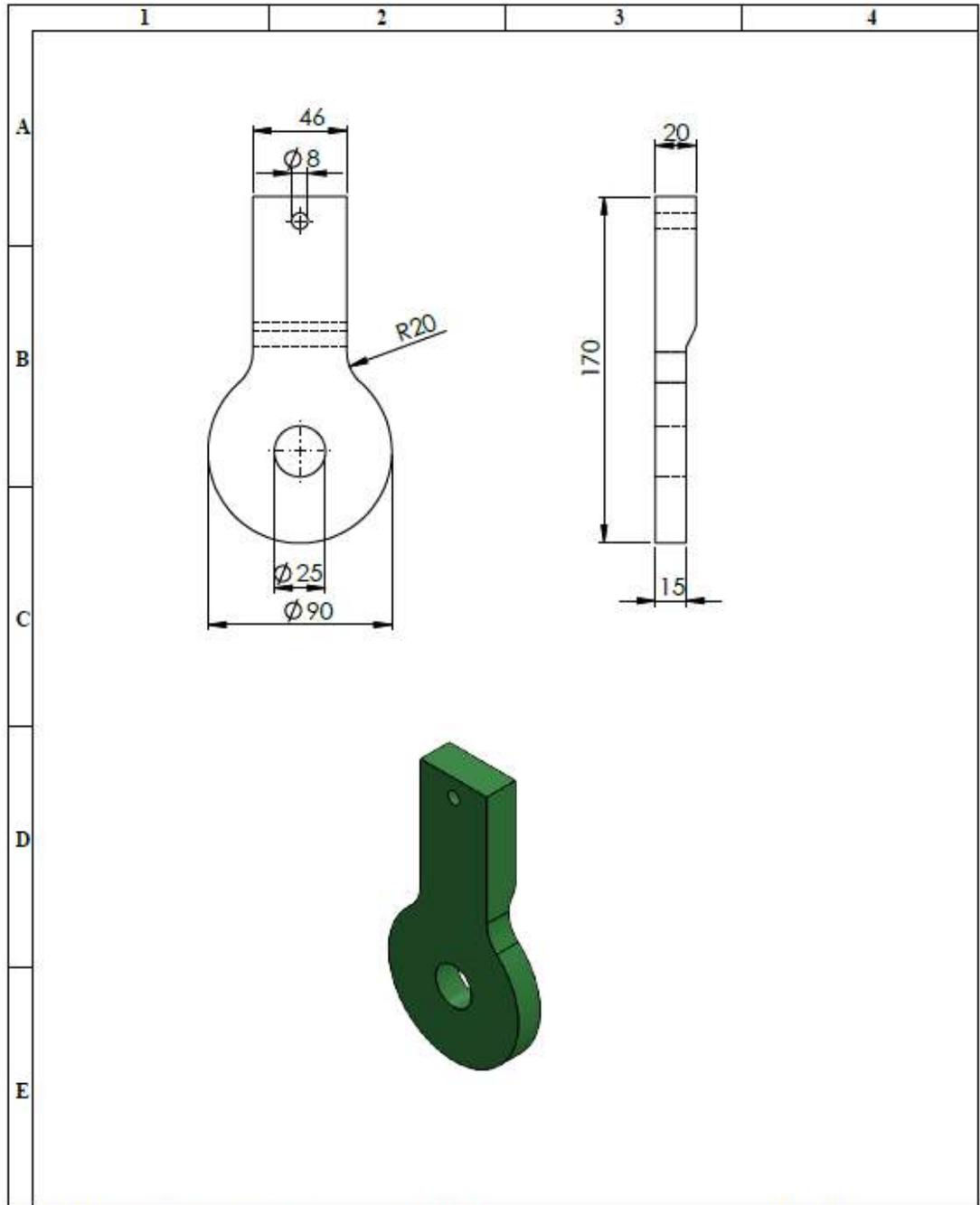


N° Lámina: 6 de 13		N° Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA				
Email: hdva@hotmail.com		Teléfonos: 0987665926		Denominación: ELEMENTO 2		Peso [Kg]		Tolerancia		Escala		Registro
Proyectó		Ing. Vardago H.		Firma		Fecha		0.37		1:10		
Dibujó		Ing. Vardago H.		Firma		Fecha						
Revisó		Ing. Aquino M.		Firma		Fecha		Materiales: PLA				
Aprobó		Ing. Aquino M.		Firma		Fecha		Nombre de archivo:				

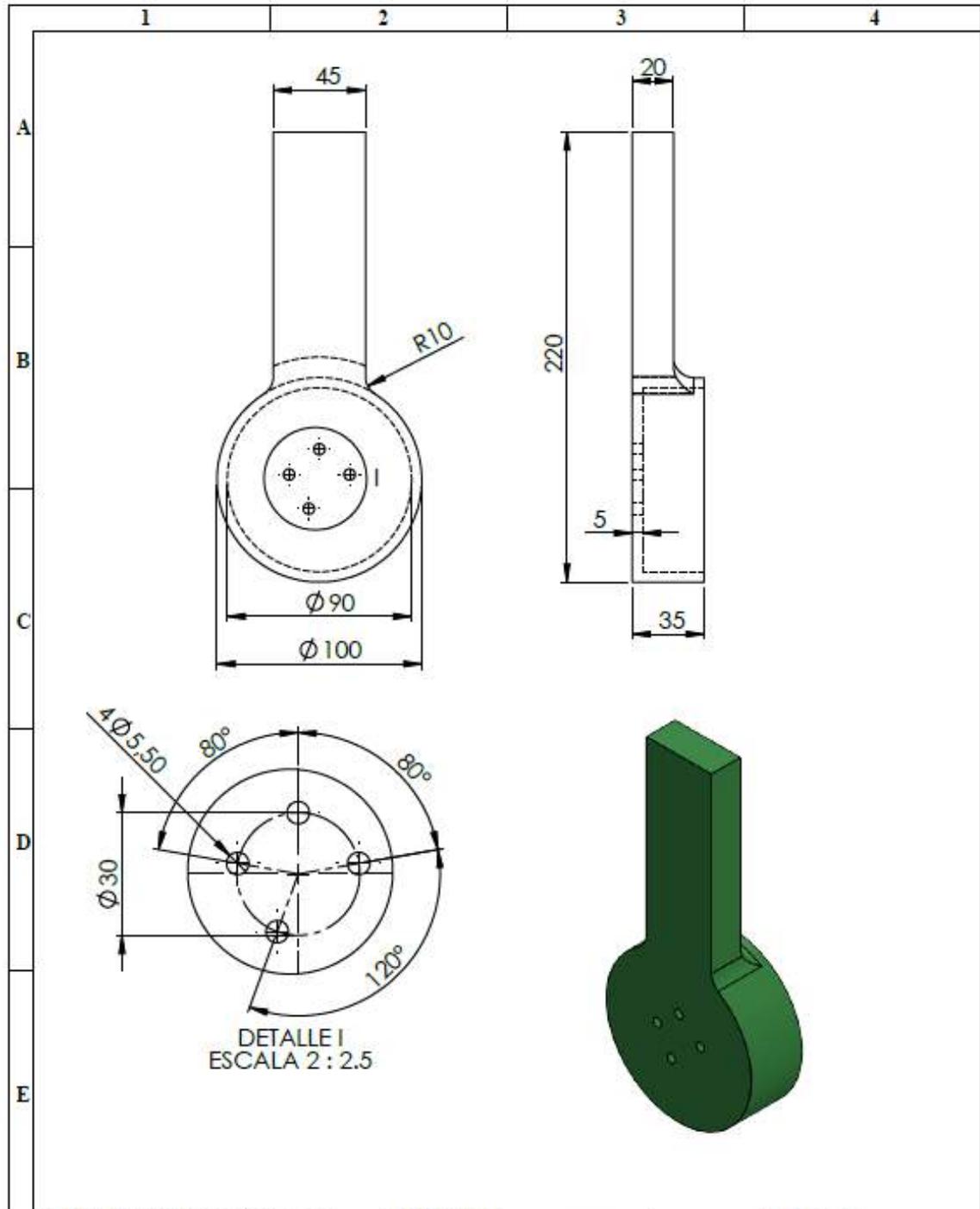
ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY



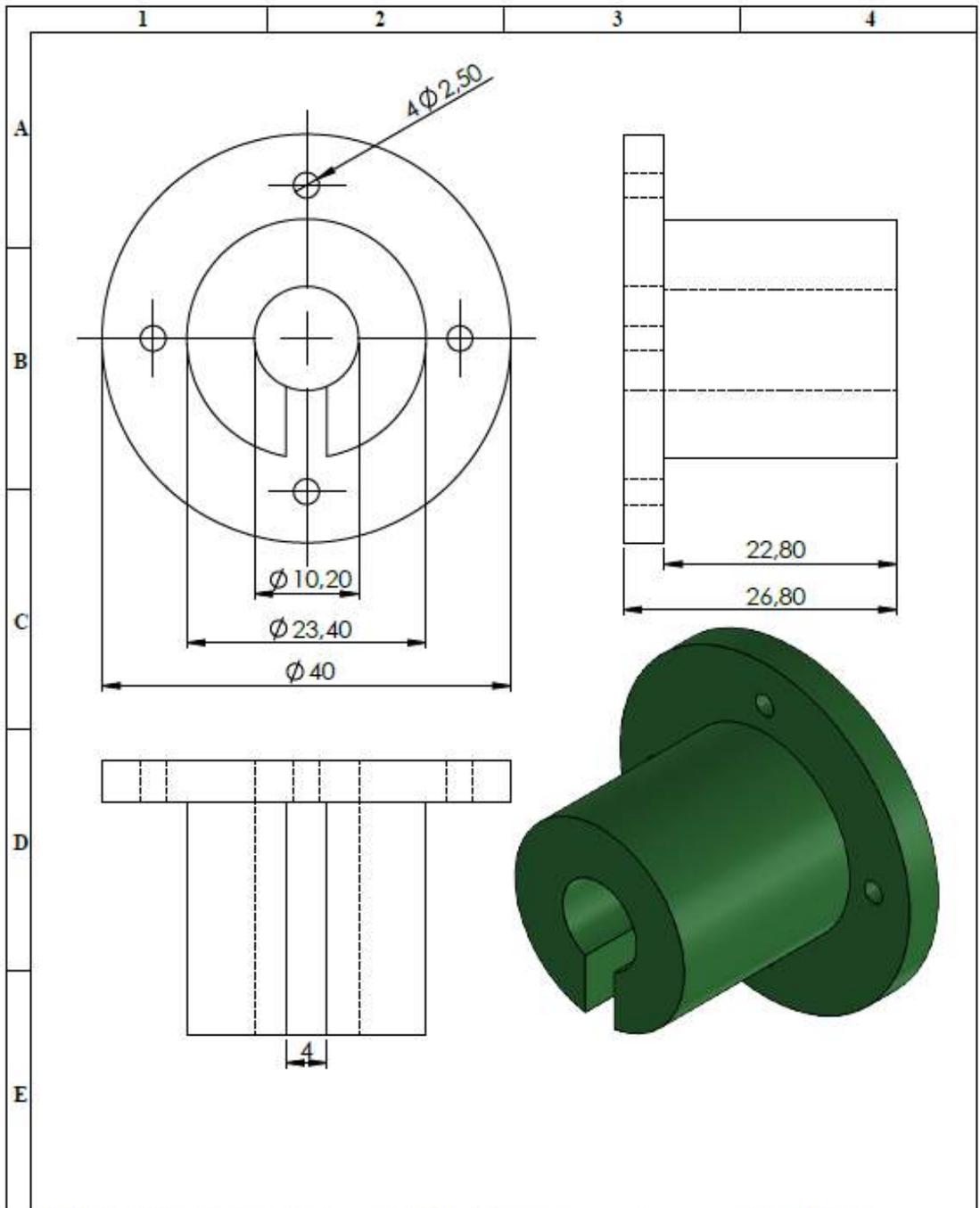
N° Lámina: 7 de 13		N° Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA			
Email: hdvi@hotmail.com				Denominación: ELEMENTO 3-1							
Teléfonos: 0987663926				Materiales: PLA				0.27		1:10	
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Nombre de archivo:				<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ISPOCH CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>			
Proyectó	Ing. Vardago H.		05/06/2020								
Dibujó	Ing. Vardago H.		10/06/2020								
Revisó	Ing. Aquino M.		10/07/2020								
Aprobó	Ing. Aquino M.		12/07/2020								



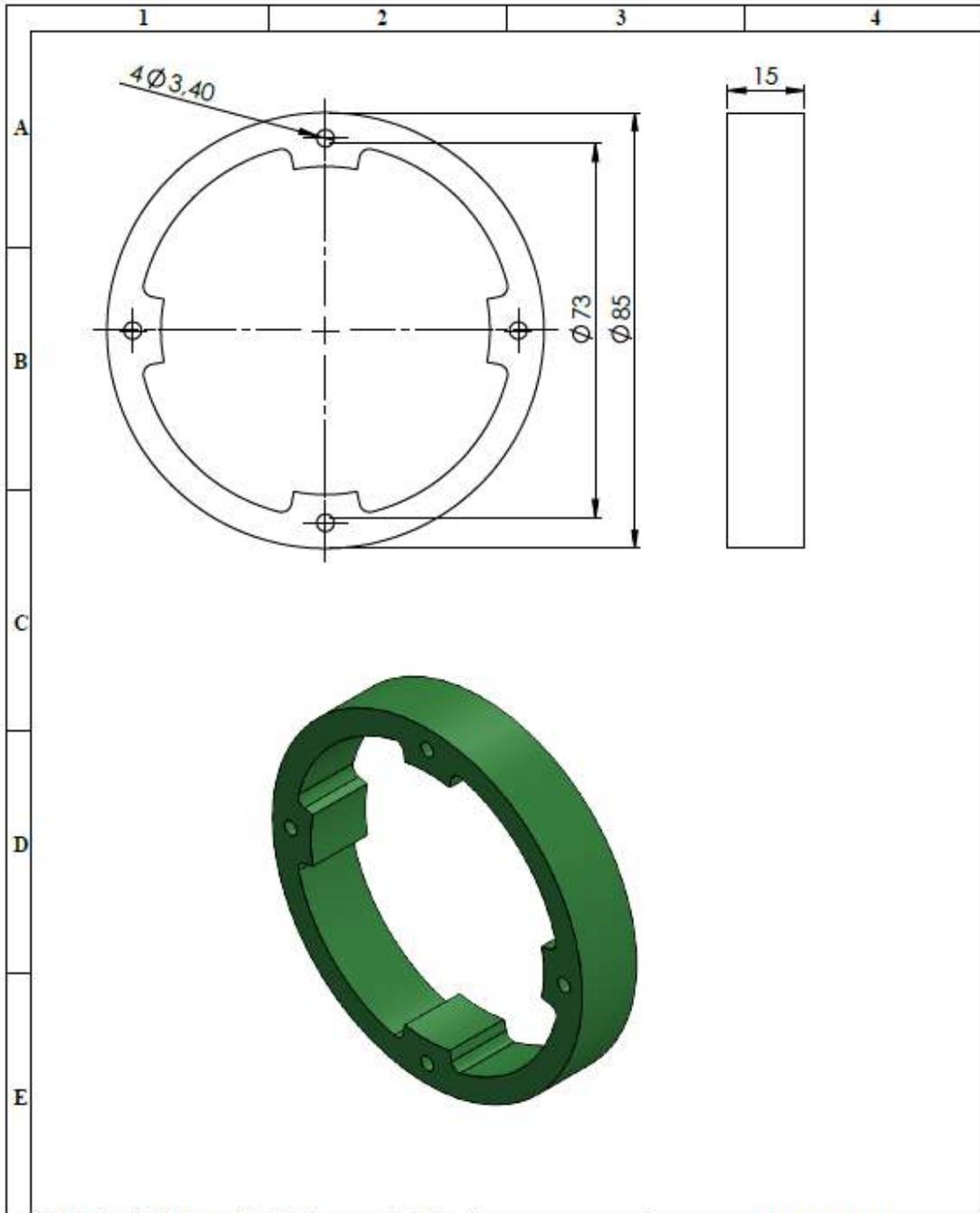
N°. Lámina: 8 de 13		N°. Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA					
Email: hdvi@hotmail.com		Teléfonos: 0987665926		Denominación: ELEMENTO 3-2		Materiales: PLA						Peso [Kg]: 0.18	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		Nombre de archivo:		<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>			
Proyectó		Ing. Verdugo H.				05/06/2020							
Dibujó		Ing. Verdugo H.				10/06/2020							
Revisó		Ing. Aquino M.				10/07/2020							
Aprobó		Ing. Aquino M.				11/07/2020							



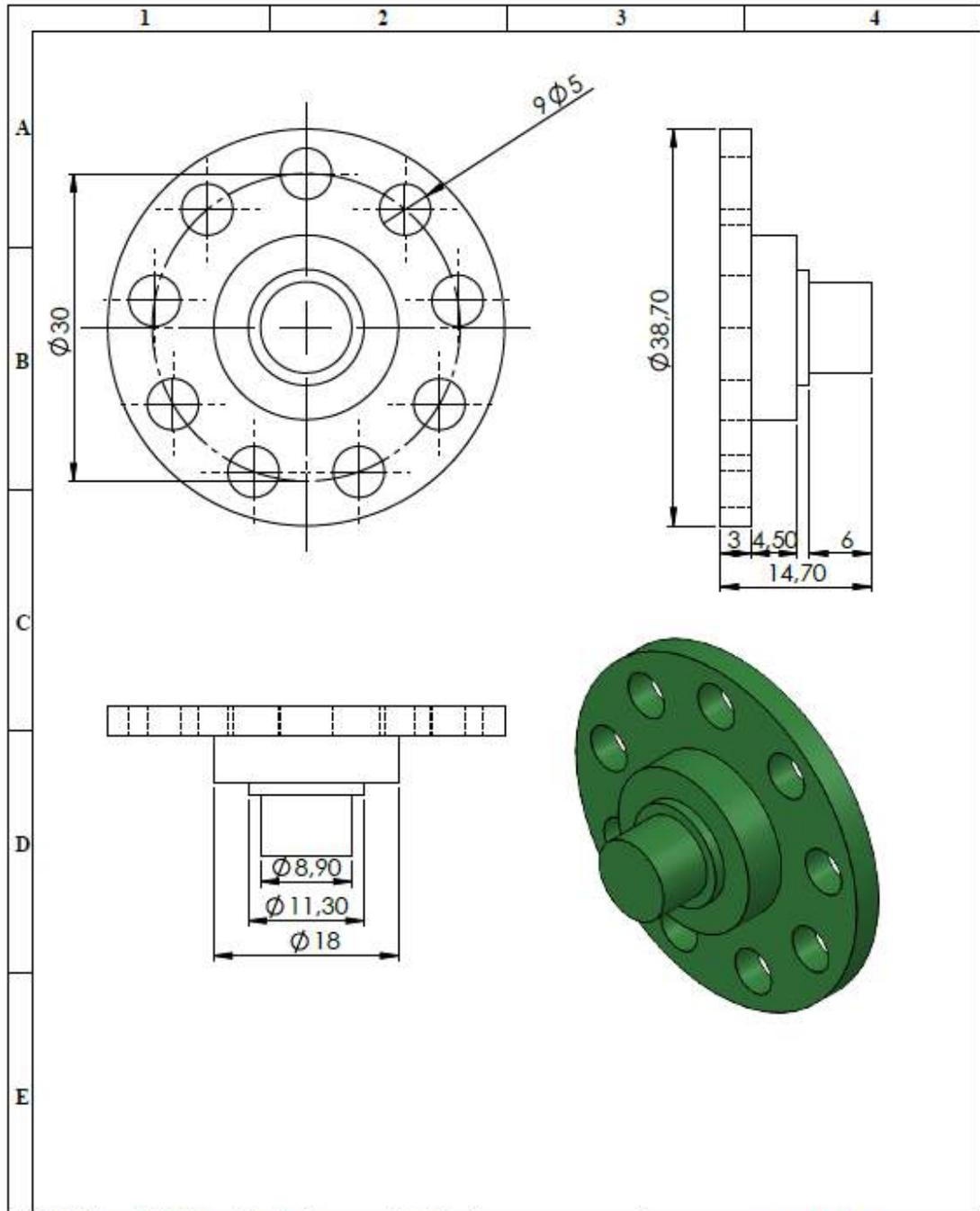
N° Lámina: 9 de 13		N° Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA							
Email: hdvi@hotmail.com		Teléfonos: 0987665926		Denominación: ELEMENTO 4		Materiales: PLA						Peso [Kg]: 0.22		Tolerancia:	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		Nombre de archivo:		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Proyectó		Ing. Verdugo H.				05/06/2020									
Dibujó		Ing. Verdugo H.				10/06/2020									
Revisó		Ing. Aquino M.				10/07/2020									
Aprobó		Ing. Aquino M.				12/07/2020									



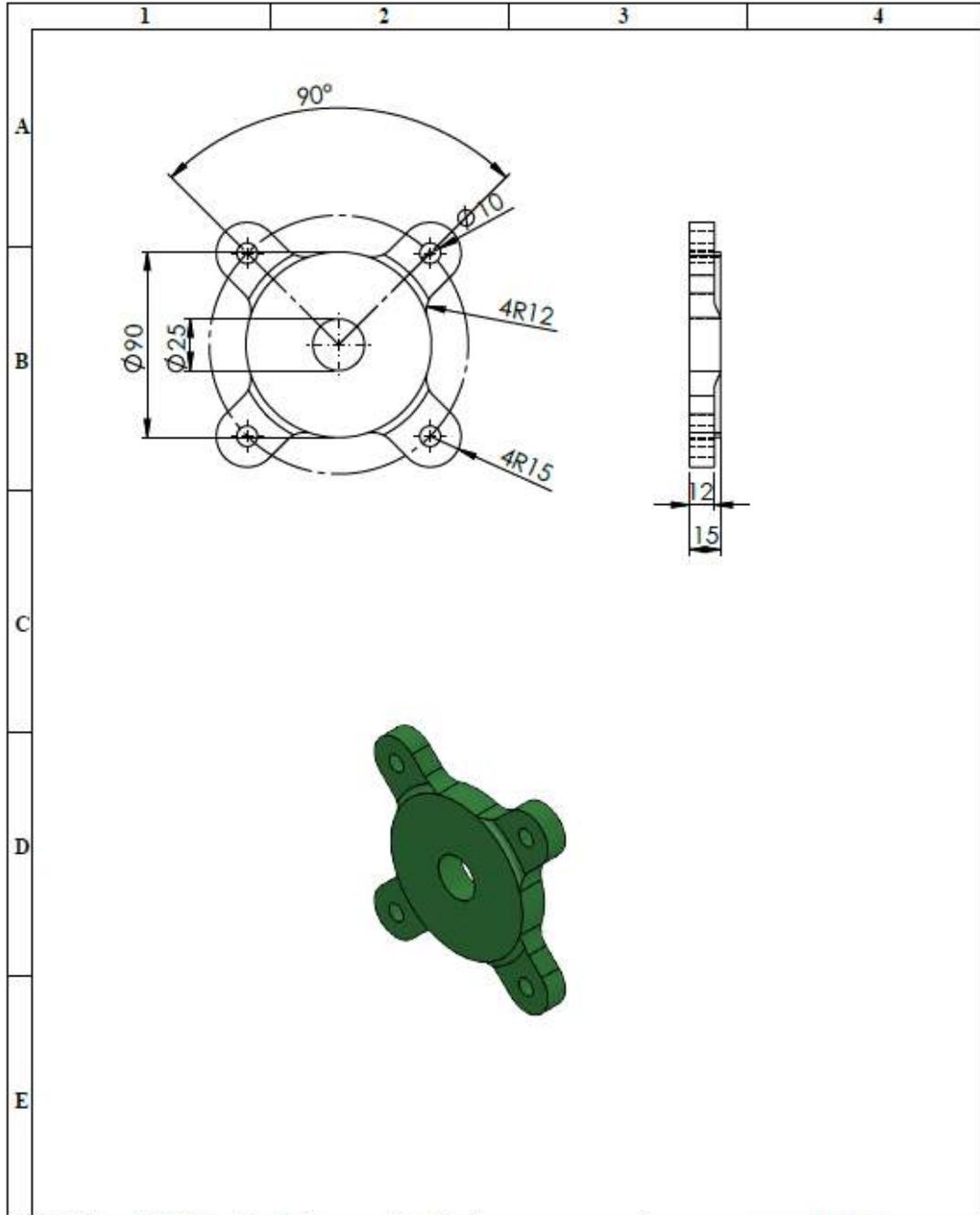
N° Lámina: 10 de 13		N° Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA									
Email: hdvi@hotmail.com				Denominación: ACOPLE MOTOR - REDUCTOR				Peso [Kg]		Tolerancia		Escala		Registro			
Teléfonos: 0987663926								0.01				2:1					
Datos	Nombre	Firma	Fecha					Materiales: PLA		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH CUALQUIER USO Y REPRODUCCION TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA. CONSTITUYE VIOLACION DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY							
Proyectó	Ing. Verdugo H.		05/06/2020	Nombre de archivo:													
Dibujó	Ing. Verdugo H.		10/06/2020														
Revisó	Ing. Aquino M.		10/07/2020														
Aprobó	Ing. Aquino M.		12/07/2020														



N°. Lámina: 11 de 13		N°. Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA				
Email: hdvj@hotmail.com		Teléfonos: 0987663926		Denominación: ACOPLE MOTOR - ELEMENTO		Peso [Kg]		Tolerancia		Escala		Registro
Datos	Nombre	Firma	Fecha			0.03				1:1		
Proyectó	Ing. Verdugo H.		05/06/2020									
Dibujó	Ing. Verdugo H.		10/06/2020									
Revisó	Ing. Aquino M.		10/07/2020									
Aprobó	Ing. Aquino M.		12/07/2020									
Materiales: PLA		Nombre de archivo:		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL, NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY								

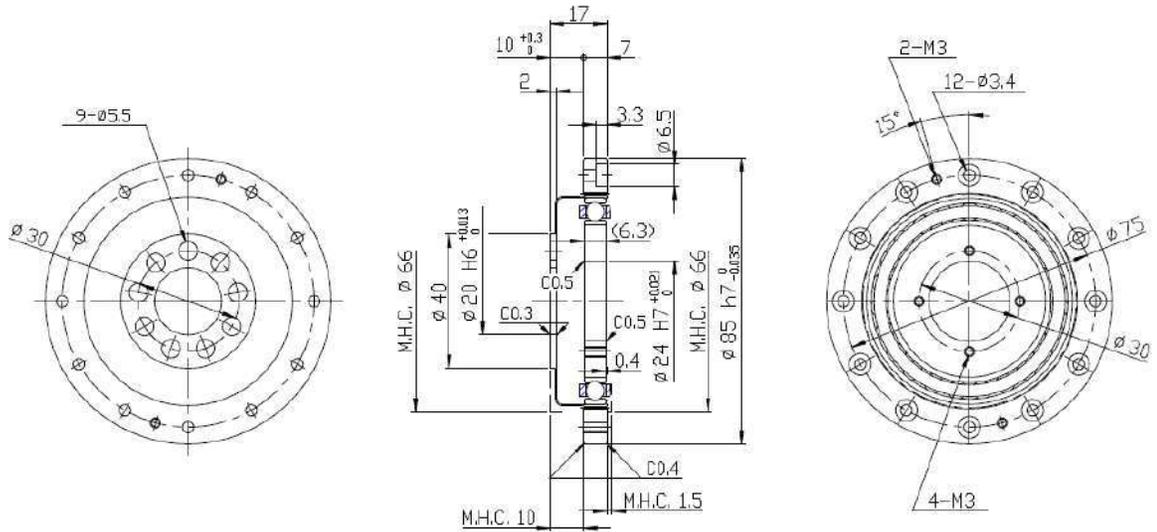


N°. Lámina: 12 de 13		N°. Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA					
Email: hdvi@hotmail.com		Teléfonos: 0987665926		Denominación: ACOPLE REDUCTOR - ELEMENTO		Materiales: PLA						Peso [Kg]: 0.01	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ESPOCH CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY					
Proyectó		Ing. Verdugo H.				05/06/2020							
Dibujó		Ing. Verdugo H.				10/06/2020							
Revisó		Ing. Aquino M.				10/07/2020							
Aprobó		Ing. Aquino M.				12/07/2020		Nombre de archivo:					



N° Lámina: 13 de 13		N° Hojas: 13		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-005-2019		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA					
Email: hdvi@hotmail.com		Teléfonos: 0987663926		Denominación: SOPORTE EXOESQUELETO		Peso [Kg]: 0.13						Tolerancia:	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		Materiales: PLA		<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE LA ISPOCH. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>			
Proyectó		Ing. Verdugo H.				05/06/2020		Nombre de archivo:					
Dibujó		Ing. Verdugo H.				10/06/2020							
Revisó		Ing. Aquino M.				10/07/2020							
Aprobó		Ing. Aquino M.				12/07/2020							

ANEXO B: FICHA TÉCNICA DE ARMONIC DRIVE



CSD-25-XX-2A-GR

Notice:
 All specifications and dimensions shown in the drawing are subject to change without notice. This drawing is the property of Harmonic Drive LLC. This data is believed to be accurate, however, Harmonic Drive LLC assumes no liability for any errors or omissions in the specifications, models or drawings.

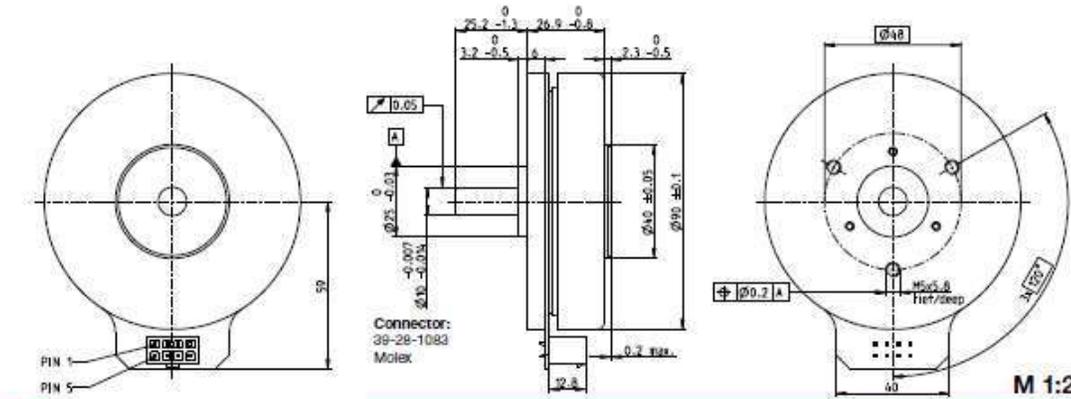
Harmonic Drive LLC
 Tel. 800-921-3332
 www.harmonicdrive.net



Harmonic Drive LLC
 800-921-3332
 www.harmonicdrive.net

ANEXO C: FICHA TECNICA DE MOTOR MAXON EC MOTOR 323772

EC 90 flat Ø90 mm, brushless, 90 Watt



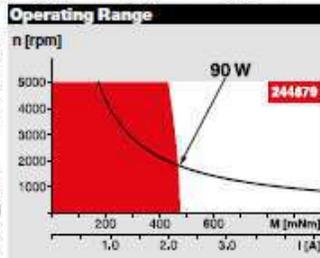
- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers

	323772	429271	244879
--	--------	--------	--------

		with Hall sensors		
Motor Data		323772	429271	244879
Values at nominal voltage				
1 Nominal voltage	V	24	36	48
2 No load speed	rpm	3190	3120	2080
3 No load current	mA	544	348	135
4 Nominal speed	rpm	2590	2510	1610
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	444	580	533
6 Nominal current (max. continuous current)	A	6.06	4.76	2.27
7 Stall torque	mNm	4940	7480	4570
8 Stall current	A	70	69	21.1
9 Max. efficiency	%	84	87	85
Characteristics				
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	0.343	0.522	2.28
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.264	0.625	2.5
12 Torque constant	mNm/A	70.5	109	217
13 Speed constant	rpm/V	135	88	44
14 Speed/torque gradient	rpm/mNm	0.659	0.423	0.462
15 Mechanical time constant	ms	21.1	13.6	14.8
16 Rotor inertia	gcm ²	3060	3060	3060

Specifications	
Thermal data	
17 Thermal resistance housing-ambient	1.91 K/W
18 Thermal resistance winding-housing	2.6 K/W
19 Thermal time constant winding	46 s
20 Thermal time constant motor	283 s
21 Ambient temperature	-40...+100°C
22 Max. winding temperature	+125°C
Mechanical data (preloaded ball bearings)	
23 Max. speed	5000 rpm
24 Axial play at axial load < 15 N	0 mm
> 15 N	0.14 mm
25 Radial play	preloaded
26 Max. axial load (dynamic)	12 N
27 Max. force for press fits (static) (static, shaft supported)	183 N
28 Max. radial load, 5 mm from flange	8000 N
Other specifications	
29 Number of pole pairs	12
30 Number of phases	3
31 Weight of motor	600 g



Comments

- Continuous operation**
In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 19) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.
- Short term operation**
The motor may be briefly overloaded (recurring).
- Assigned power rating**

Values listed in the table are nominal.

Connection

Pin 1	Hall sensor 1
Pin 2	Hall sensor 2
Pin 3	V _{int} 4.5...18 VDC
Pin 4	Motor winding 3
Pin 5	Hall sensor 3
Pin 6	GND
Pin 7	Motor winding 1
Pin 8	Motor winding 2

Wiring diagram for Hall sensors see p. 43

Cable

Connection cable Universal, L= 600 mm	339380
Connection cable to EPOS2, L= 600 mm	354045

maxon Modular System Overview on page 28-36

Planetary Gearhead Ø52 mm 4 - 30 Nm Page 351		Recommended Electronics: Notes Page 32 ESCON Mod. 50/4 EC-S 427 ESCON Mod. 50/5 427 ESCON 50/5 428 ESCON 70/10 428 DEC Module 50/5 430 EPOS2 24/5, 50/5, 70/10 435 EPOS2 P 24/5 438 EPOS4 Module/CB 50/5 442 EPOS4 Module 50/8 443 EPOS4 Comp. 50/8 CAN 443 MAXPOS 50/5 447
---	--	--

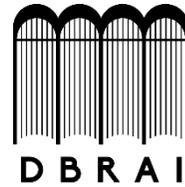
Encoder MILE 512 - 6400 CPT, 2 channels Page 290

maxon flat motor



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

*DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS PARA EL
APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN*



*UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS
REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA*

Fecha de entrega: 12 / 11 /2020

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)
Nombres – Apellidos: Henry Daniel Verdugo Ibarra
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Instituto de Posgrado y Educación Continua
Título a optar: Magister en Diseño Mecánico
f. Analista de Biblioteca responsable: Lic. Luis Caminos Vargas Mgs.



Firmado electrónicamente por:
**LUIS ALBERTO
CAMINOS
VARGAS**



0406-DBRAI-UPT-2020