

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE



FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**“CONSTRUCCIÓN DE UNA ARTICULACIÓN MECATRÓNICA
DE CODO CON MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN Y
PRONOSUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO.”**

**PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERÍA EN
MECATRÓNICA.**

ANDRÉS RODRIGO MÉNDEZ LUNA

DIRECTOR: ING. CARLOS VILLARREAL

Ibarra, mayo 2016



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

La Universidad Técnica del Norte dentro del proyecto Repositorio Digital Institucional, determinó la necesidad de disponer de textos completos en formato digital con la finalidad de apoyar los procesos de investigación, docencia y extensión de la Universidad. Por medio del presente documento dejo sentada mi voluntad de participar en este proyecto, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1003504238		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Méndez Luna Andrés Rodrigo		
DIRECCIÓN:	Luis Felipe Borja y Simón Rodríguez 1-54		
EMAIL:	armendez@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062-631226	TELÉFONO MÓVIL:	0992088287

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	CONSTRUCCIÓN DE UNA ARTICULACIÓN MECATRÓNICA DE CODO CON MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN - EXTENSIÓN Y PRONOSUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO.
AUTOR:	Méndez Luna Andrés Rodrigo
FECHA:	18 de mayo de 2016
PROGRAMA:	PREGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
DIRECTOR:	Ing. Carlos Villarreal

2. AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD

Yo, Andrés Rodrigo Méndez Luna con cédula de identidad Nro. 1003504238, en calidad de autor y titular de los derechos patrimoniales de la obra o trabajo de grado descrito anteriormente, hago entrega del ejemplar respectivo en formato digital y autorizo a la Universidad Técnica del Norte, la publicación de la obra en el Repositorio Digital Institucional y uso del archivo digital en la Biblioteca de la Universidad con fines académicos, para ampliar la disponibilidad del material y como apoyo a la educación, investigación y extensión; en concordancia con la Ley de Educación Superior Artículo 144.

3. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo sin violar derechos de autores de terceros, por lo tanto la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 18 días del mes de mayo del 2016



Firma

Nombre: Andrés Rodrigo Méndez Luna

Cédula: 1003504238



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

Yo, Andrés Rodrigo Méndez Luna, con cédula de identidad Nro. 1003504238, manifiesto mi voluntad de ceder a la Universidad Técnica del Norte los derechos patrimoniales consagrados en la Ley de Propiedad Intelectual del Ecuador, artículos 4, 5 y 6, en calidad de autor (es) de la obra o trabajo de grado denominado: CONSTRUCCIÓN DE UNA ARTICULACIÓN MECATRÓNICA DE CODO CON MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO., que ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Técnica del Norte, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente. En mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Técnica del Norte.

Ibarra, a los 18 días del mes de mayo de 2016

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Andrés Méndez Luna', is written over a horizontal line.

Firma

Nombre: Andrés Rodrigo Méndez Luna

Cédula: 1003504238

DECLARACIÓN

Yo, **Andrés Rodrigo Méndez Luna**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual correspondientes a este trabajo, a la Universidad Técnica del Norte - Ibarra, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.



Nombre: Andrés Rodrigo Méndez Luna

Cédula: 1003504238

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: "CONSTRUCCIÓN DE UNA ARTICULACIÓN MECATRÓNICA DE CODO CON MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN Y PRONO-SUPINACIÓN DEL ANTEBRAZO", certifico que el presente trabajo fue desarrollado por el señor Andrés Rodrigo Méndez Luna, bajo mi supervisión.



Ing. Carlos Villarreal

DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Técnica del Norte, prestigiosa institución educativa que forma profesionales de alto nivel académica y moralmente.

Al personal docente y administrativo de la facultad de ingeniería en ciencias aplicadas, en especial a los miembros de la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica, que de una u otro forma contribuyeron en mi formación profesional.

Un especial agradecimiento al PhD. David Ojeda por sus conocimientos compartidos, apoyo incondicional en el desarrollo de este proyecto y valiosa amistad.

Al Msc. Iván Iglesia e Ing. Carlos Villarreal tutor del proyecto por su apoyo desde el inicio de esta investigación y sabios consejos.

Andrés

DEDICATORIA

A mis padres Rodrigo Méndez y Graciela Luna, que son mi orgullo y ejemplo a seguir, por su confianza en mí, por guiarme con sus sabios consejos, a mis hermanas, por apoyo incondicional, siempre estuvieron para ayudarme en las buenas y malas experiencias de esta etapa de mi vida.

A mis compañeros por compartir momentos agradables, haciendo que la estadía en la universidad sea una experiencia agradable y compartir aunque pocos pero si valiosos conocimientos, además estuvieron en el momento adecuado para ayudar no solo en la realización de este proyecto sino a lo largo de toda la universidad.

Andrés

RESUMEN

Este proyecto presenta el diseño y construcción de una articulación de codo, que pueda ser controlada por medio de señales eléctricas en un rango de 0 a 5 voltios, cuyo valor es proporcional al ángulo de posición que se desee, además debe simular los movimientos de flexión extensión y pronosupinación del antebrazo.

Obtenida toda la información necesaria para diseñar el codo, se realiza la selección de los actuadores a utilizarse para realizar los diferentes movimientos. Se utiliza un software CAD para realizar un modelo virtual, en el cual se realiza un análisis del modelo para verificar que el diseño sea capaz de soportar las cargas propuestas en el proyecto.

Terminado el proceso de verificación se realiza la construcción e implementación del sistema electrónico, para controlar los movimientos a realizarse.

Finalmente se realizan pruebas de funcionamiento y corrección de errores.

ABSTRACT

This work presents the design and construction of an elbow joint that can be controlled by electrical signals in a range from 0 to 5 volts, which value is proportional to the desired angle it, also must simulate flexion extension and supination of the forearm.

Obtained all the information needed to design the elbow, it will make the selection of the actuators used to perform the different movements. CAD software is used to perform a virtual model, where a model analysis is performed to verify that the design will be capable of withstanding the proposed loads in the project.

Completed the verification process the construction and implementation of the electronic system will be done to control the movements to be performed.

Finally performance testing and error correction are performed

TABLA DE CONTENIDO

1.IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	ii
2.AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD	iii
3.CONSTANCIAS	iii
UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE.....	iv
CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE GRADO.....	iv
A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE	iv
DECLARACIÓN.....	v
CERTIFICACIÓN.....	vi
AGRADECIMIENTOS	vii
DEDICATORIA	viii
RESUMEN.....	ix
ABSTRACT.....	x
TABLA DE CONTENIDO.....	xi
CAPÍTULO 1	1
INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	1
1.2 OBJETIVO GENERAL.....	2
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
1.4 JUSTIFICACIÓN.....	3

1.5	ALCANCE	3
1.6	LIMITACIONES.....	4
CAPÍTULO 2.....		5
MARCO TEÓRICO.....		5
2.1	Antecedentes.	5
2.2	La articulación del codo.....	8
2.3	Constitución ósea de la articulación de codo.....	9
2.3.1	Húmero.....	9
2.3.2	Cúbito.....	9
2.3.3	Radio.....	9
2.4	Movimientos que realiza la articulación.....	10
2.5	Músculos que actúan en el codo.....	12
2.5.1	Músculos extensores.....	12
2.5.1.1	Tríceps braquial.	12
2.5.2	Músculos flexores.....	12
2.5.2.1	Bíceps.....	13
2.5.2.2	Braquial anterior.....	13
2.5.2.3	Coracobraquial.....	14
2.5.3	Músculos pronadores.....	14
2.5.3.1	Pronador redondo.....	14
2.5.3.2	Pronador cuadrado.....	15

2.5.4Músculos Supinadores.	16
2.6 Amplitud de movimiento del codo en actividades diarias.	16
2.7 Cinemática del codo.	17
2.8 Cargas máximas aplicadas al codo.	18
2.9 Medidas antropométricas.	20
2.10La amputación.	22
2.11Alturas de amputación.	22
2.12Tipos de prótesis.	23
2.12.1Cosméticas (pasivas).	23
2.12.2Prótesis mecánicas.	24
2.12.3Prótesis Mioeléctricas.	25
2.12.4Prótesis Híbridas.	25
2.13Actuadores.	26
2.13.1Motores DC.	26
2.13.2Motores de paso.	27
2.13.3Servomotores.	28
2.14Transmisión de potencia.	28
2.14.1Correas de trasmisión.	28
2.14.2Engranajes.	29
2.14.3Tornillo sin fin.	29
2.15Material.	30

2.15.1 Metales.....	30
2.15.1.1 Acero inoxidable.....	30
2.15.1.2 Titanio.....	30
2.15.1.3 Aluminio.....	31
2.15.2 Plásticos.....	31
2.15.2.1 Polipropileno.....	31
2.15.2.2 ABS.....	31
2.15.2.3 PVC rígido.....	31
2.15.2.4 Silicona.....	32
2.15.2.5 Resinas.....	32
CAPÍTULO 3.....	33
METODOLOGÍA.....	33
3.1 Investigación bibliográfica.....	33
3.2 Generación de posibles diseños.....	33
3.3 Selección de elementos constitutivos.....	33
3.4 Diseño del modelo.....	34
3.5 Diseño del sistema electrónico.....	34
3.6 Ensamblaje del mecanismo.....	34
CAPÍTULO 4.....	35
DISEÑO Y SELECCIÓN DE LAS DIFERENTES PARTES DE LA SOLUCIÓN DE ARTICULACIÓN DE CODO.....	35
4.1 Selección de alternativas de diseño.....	35

4.2	Estudios de los componentes del diseño.	35
4.3	Diseño de la articulación.	35
4.4	Diseño del antebrazo.	36
4.5	Selección del actuador para el codo.	38
4.6	Cálculo del espesor para el diseño de proyecto.	40
4.6.1	Diseño de la junta por aplastamiento.	41
4.6.2	Diseño de la junta por esfuerzo de corte a rasgadura.	43
4.6.3	Diseño de la junta por esfuerzo flector.	44
4.7	Diseño del sistema de transmisión.	45
4.7.1	Selección del tornillo sin fin y engrane.	45
4.7.2	Número de dientes del engrane.	47
4.8	Diseño del eje de transmisión de la articulación de codo.	48
4.9	Diseño de la estructura de la articulación.	55
4.9.1	Condiciones de frontera.	55
4.9.2	Análisis de convergencia tensión de von Mises	56
4.10	Diseño del control.	58
4.10.1	Control servomotor.	59
4.10.2	Control del motor DC.	60
4.10.2.1	Potenciómetro.	60
4.10.2.2	Puente H.	61
4.10.3	Desarrollo del sistema de control para la articulación de codo.	62

4.10.4 Programación	69
CAPÍTULO 5	71
IMPLEMENTACIÓN.....	71
5.1 Construcción.	71
5.2 Procesos de fabricación.	71
5.3 Montaje.	73
5.4 Pruebas de funcionamiento.	74
CAPÍTULO 6.....	79
ANÁLISIS DE RESULTADOS.....	79
6.1 Diseño Mecánico.	79
6.2 Materiales.	79
6.3 Sistema de control.	80
6.4 Manufactura.	80
6.5 Automatización.....	80
CONCLUSIONES.....	82
RECOMENDACIONES	83
BIBLIOGRAFÍA	84

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1 Dedos artificiales de pies en momias egipcias.....	5
Figura 2. 2 Utah Arm	6
Figura 2. 3 Boston Elbow.....	8

Figura 2. 4 El codo	8
Figura 2. 5 Extremidad superior.....	10
Figura 2. 6 Flexión del codo.....	10
Figura 2. 7 Extensión del codo.....	11
Figura 2. 8 Pronación	11
Figura 2. 9 Supinación	11
Figura 2. 10 Tríceps Braquial.....	12
Figura 2. 11 Bíceps	13
Figura 2. 12 Braquial anterior	14
Figura 2. 13 Coracobraquial.....	14
Figura 2. 14 Pronador redondo.....	15
Figura 2. 15 Pronador Cuadrado	15
Figura 2. 16 Músculos supinadores.....	16
Figura 2. 17 Flexión del codo.....	17
Figura 2. 18 Posiciones anatómicas	18
Figura 2. 19 Cargas aplicadas al hombro	19
Figura 2. 20 Cargas aplicadas en el hombro	19
Figura 2. 21 Cargas con el brazo vertical.....	20
Figura 2. 22 Medidas antropométricas.....	20
Figura 2. 23 Alturas de amputaciones.....	23
Figura 2. 24 Brazo cosmético.....	23
Figura 2. 25 Prótesis mecánica.....	24
Figura 2. 26 Mano mioeléctricos.....	25

Figura 2. 27 Prótesis Híbridas	26
Figura 2. 28 Motor DC.....	27
Figura 2. 29 Motor de paso	27
Figura 2. 30 Servomotor	28
Figura 2. 31 Transmisión por bandas	29
Figura 2. 32 Engranajes.....	29
Figura 2. 33 Tornillo sin fin	30
Figura 4 1 Modelo de mano para cálculo de inercia.	37
Figura 4.2 Servomotor	38
Figura 4.3 Diagrama de cuerpo libre del antebrazo.	38
Figura 4.4 Diagrama de cuerpo libre 2.....	39
Figura 4.5 Motor DC con caja reductora.....	40
Figura 4.6 Modelo de articulación de codo	41
Figura 4.7 Junta por aplastamiento	42
Figura 4. 8 Junta por esfuerzo cortante a la rasgadura	43
Figura 4. 9 Junta por esfuerzo flector.....	44
Figura 4. 10 Tornillo sin fin y engranaje fuerzas	46
Figura 4.11 Tornillo sin fin y engranaje.....	48
Figura 4.12 Modelo del eje de transmisión de codo.....	49
Figura 4 13 Diagrama de cuerpo libre eje	49
Figura 4 14 Diagrama de carga de corte y momento flector	51
Figura 4. 15 Diagrama de carga de corte y momento flector	52

Figura 4.16 Rodamiento de Agujas	54
Figura 4.17 Condiciones de frontera	55
Figura 4.18 Análisis de convergencia	56
Figura 4.19 Esfuerzo de Von Mises	57
Figura 4.20 Desplazamientos	57
Figura 4 21 Factor de seguridad	58
Figura 4. 22 Diagrama de bloques servomotor	59
Figura 4. 23 Control servomotor	59
Figura 4.24 Potenciómetro rotacional	61
Figura 4.25 Esquema puente H	61
Figura 4.26 Módulo puente H	62
Figura 4.27 Diagrama de Bloques articulación de codo.....	62
Figura 4 28 Curva de respuesta del potenciómetro	63
Figura 4 29 Curva característica del sistema.....	65
Figura 4 30 modelo real del sistema.....	65
Figura 4.31 Diagrama de bloques sistema retroalimentado	66
Figura 4. 32 Diagrama de bloques del sistema retroalimentado	67
Figura 4 33 Respuesta escalón ganancia unitaria.....	67
Figura 4.34 Respuesta ante una señal escalón.....	68
Figura 5. 1 Vista explosionada del modelo	74
Figura 5. 2 Algoritmo de programación para adquisición de datos.....	75
Figura 5. 3 Comportamiento de la articulación de codo	75

Figura 5.4 Algoritmo de programación de toma de datos de corriente y voltaje	76
Figura 5.5 Voltaje en función del tiempo	77
Figura 5.6 Corriente en función del tiempo.....	77

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Grados de movilidad del codo en actividades diarias en flexión	16
Tabla 2.2 Grados de movilidad del codo en actividades diarias en pronación y supinación	17
Tabla 2.3 Medidas antropométricas.....	21
Tabla 2.4 Porcentaje de masa corporal.....	21
Tabla 2.5 propiedades de la resina poliéster.....	32
Tabla 4.1 Parámetros de diseño.....	36
Tabla 4.2 Porcentaje de error entre esfuerzos.....	56
Tabla 4.3 Datos experimentales del potenciómetro.....	63
Tabla 5.1 Proceso de fabricación de la articulación	71
Tabla 5.2 Porcentaje de error.....	78

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1 Ecuación de torque en función de inercia y aceleración angular.....	36
Ecuación 2 Velocidad angular	37
Ecuación 3 Momento.....	39
Ecuación 4 Sumatoria de momentos	40
Ecuación 5 Sumatoria de fuerzas.....	40

Ecuación 6 Perímetro de aplastamiento	42
Ecuación 7 Área de aplastamiento.....	42
Ecuación 8 Energía de distorsión	43
Ecuación 9 Esfuerzo en perforaciones.....	43
Ecuación 10 Área de aplastamiento.....	44
Ecuación 11 Espesor por rasgadura.....	44
Ecuación 12 Fuerza tangencial en tornillo sin fin	46
Ecuación 13 Fuerza axial.....	46
Ecuación 14 Fuerza tangencia engrane	47
Ecuación 15 velocidad de engrane	47
Ecuación 16 Componente radial de la corona	50
Ecuación 17 Componente axial de la corona.....	50
Ecuación 18 Resistencia real a la fatiga	53
Ecuación 19 Cálculo de diámetro	53
Ecuación 20 Recta por el origen.....	63

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Según censo realizado por el Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades (CONADIS) en septiembre del 2014 en el Ecuador existen cerca de 397.233 personas con discapacidad, de las cuales 193.905 presentan alguna discapacidad física, 4.620 en Imbabura y 2.402 se encuentran en Ibarra. (CONADIS, 2014)

Las amputaciones son unas de las prácticas quirúrgicas e irreversibles más antiguas realizadas por los seres humanos ya sea a causa de enfermedades congénitas, accidentes, malas prácticas laborales, guerras etc. (de la Garza Villaseñor, 2014).

La amputación de cualquier miembro causa un gran impacto en la vida de una persona, evidenciándose, mediante el aislamiento de la sociedad por miedo de no ser aceptados, esto ocasiona que una profunda depresión los invada y su autoestima baje.

Pero no solo afecta en la parte psicológica, también podría ocasionar el abandono de su trabajo, debido al tiempo de rehabilitación que necesita para recuperarse, perdiendo el sustento de su familia y haciéndose más dependiente de otros. Todos estos problemas incentivaron a investigar cómo mejorar la calidad de vida de personas con amputaciones; logrando sustituir en alguna forma las extremidades perdidas, dando lugar a la creación de las prótesis.

Actualmente muchos centros de investigación alrededor del mundo, proponen la creación de diversos tipos de prótesis ya sea mecánicas o mioeléctricas, siendo estas últimas las que están surgiendo con fuerza debido a su gran capacidad para lograr un funcionamiento semejante a los movimientos que realiza el cuerpo humano. (Discapacidad y tecnología , 2012)

A diferencia de las prótesis netamente mecánicas, que necesitan de un arnés para poder ser accionadas, las mioeléctricas solo necesitan la señal mioeléctrico de un músculo,

brindando así comodidad además son más estéticas. Con relación a la funcionalidad estas prótesis permiten realizar un mayor rango de movilidad.

Una gran desventaja de las prótesis mioeléctricas es su elevado costo; una prótesis mioeléctrica puede costar de \$13.000 a \$85.000 dólares en Estados Unidos dependiendo del tipo de tecnología que se esté usando. (Universo, 2015)

El miembro superior es una parte fundamental en la vida de los seres humanos cumpliendo con importantes funciones como la alimentación, manipulación de objetos, equilibrio del cuerpo etc. La ausencia de este miembro dificulta en el correcto desarrollo de la persona ya sea en la parte motriz como psicológica, además de sobrecargar otras partes del cuerpo.

Por tal motivo se propone la creación de la articulación del codo la cual reproducirá los movimientos del codo, de flexión-extensión y pronosupinación del antebrazo, para en el futuro poder desarrollar una prótesis para amputación transhumeral funcional, que integre brazo, codo, antebrazo y mano, con un costo razonable al alcance de todos y de excelente calidad.

1.2 OBJETIVO GENERAL

- Construir una articulación mecatrónica de codo con movimientos de flexión-extensión y pronosupinación del antebrazo.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar las características fundamentales para la construcción de la articulación del codo.
- Diseñar la articulación del codo haciendo uso de un programa CAD.
- Diseñar el sistema de control de posición.
- Realizar la construcción y ensamblaje de la articulación de codo.
- Pruebas de funcionamiento.

1.4 JUSTIFICACIÓN

Según la constitución del Ecuador “Todas la personas son iguales y gozarán de los mismos derechos y oportunidades”, por esta razón debe ampararse en la tecnología para en cierta medida, evitar que los derechos de las personas con alguna discapacidad sean vulnerados. (Constituyente, 2008)

Tomando en cuenta éste derecho constitucional y que la ingeniería tiene la obligación de ser utilizada para mejorar la calidad de vida de la humanidad, construir la articulación mecatrónica de codo ayudará a desarrollar prótesis funcionales que reproduzcan los movimientos del cuerpo, que sean cómodas para el usuario. Logrando así la inclusión de las personas que han tenido una pérdida parcial o total de la extremidad superior.

Por lo anteriormente expuesto, la amputación ya no sería motivo de discriminación. Las personas podrán integrarse con la sociedad de forma adecuada, disminuyendo complejos y aumentando su autoestima. Además se podrá desarrollar prótesis de menor costo, ya que su diseño y fabricación se realizará en nuestro país y no tendrá que importarse de otros lugares.

1.5 ALCANCE

La articulación mecatrónica del codo reproducirá los movimientos de flexión-extensión y pronosupinación del antebrazo.

La articulación tendrá un soporte de sujeción para el socket que va a unirse con el muñón del brazo y el acople del antebrazo con la muñeca

El funcionamiento estará controlado mediante el uso de actuadores eléctricos, debido a la autonomía que brindan en su funcionamiento y la posibilidad de desarrollar prototipos más ligeros con una funcionalidad óptima.

El sistema de control se probará con señales eléctricas, mismas que se encontrarán en un rango de 0 a 5 voltios. Estas representan a señales adquiridas de sensores mioeléctricos.

1.6 LIMITACIONES

- La dificultad para disponer de procesos de mecanizado eficientes para obtener una prótesis con apariencias semejantes un codo real.
- Selección de actuadores acorde a los requerimientos del codo, que tengas bajo consumo energético, económico, bajo peso, compacto y alto torque.
- Limitada accesibilidad a normas de certificación de prótesis ISPO (International Society of Prosthesis and Orthesis)
- Limitada información antropometría de la población de América del Sur.

CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES.

Las prótesis son una extensión artificial, cuya función es sustituir algún miembro faltante del cuerpo humano, su funcionalidad está estrechamente relacionada con la habilidad para manejar diferentes tipos de materiales, el avance tecnológico de la época en que se encuentre la humanidad y el grado de estudio de la biomecánica del cuerpo.

La creación de prótesis se registra desde muchos años atrás. Iniciando con hallazgos de dos dedos artificiales de pies en momias egipcias, figura 2.1 y la primera prótesis de miembro superior que data del año 2000 a. C., encontrada sujeta al antebrazo usando un caucho adaptado al mismo. (Universidad Autónoma de México, 2005)



Figura 2. 1 Dedos artificiales de pies en momias egipcias

Fuente: (Sebastián, 2015)

La búsqueda de mejoras en el diseño de las prótesis y los avances tecnológicos dieron lugar a prototipos de mejor funcionalidad algunos ejemplos: una pierna artificial desenterrada en Italia (300 a.C.), la mano de acero utilizada por Götz von Berlichingen (1504 d.C.), la prótesis policéntrica de una rodilla, y un pie multi-articulado inventada por Dubois Parmlee en 1863. (Norton, 2007)

Actualmente las prótesis desarrolladas son más ligeras, con materiales de mayor resistencia y retroalimentación sensorial, permitiendo tener mayor cantidad de movimientos disponibles, además gracias a técnicas avanzadas de creación de prótesis, hoy pueden ser

realizadas a la medida de los pacientes logrando, recuperar el estilo de vida perdido. (Moreno & Puglisi , 2014)

BRAZOS ROBÓTICOS COMERCIALES.

A continuación se describe los diferentes tipos de brazos eléctricos creados a lo largo de la historia, desde los modelos más básicos hasta los miembros superiores de alta tecnología controlados por señales mioeléctricas y capaces de controlar diferentes dispositivos simultáneamente.

Prótesis de brazo Utah Arm.

El brazo Utah Arm figura 2.2, fue desarrollado por la Universidad de Utah C. S. en el año 1974 por el Dr. Stephen C. Jacobsen, PhD. En 1980 se introdujo el primer prototipo de codo mioeléctrico autónomo, dos años después se desarrolla un sistema de control que combina el codo mioeléctrico con la mano, cinco años después se perfecciona el sistema de control de la mano Utah para prótesis localizadas bajo el codo.

El sistema de control que se utiliza en estos brazos permite al usuario movimientos con mayor sensibilidad, pudiendo accionar la mano a una velocidad rápida y lenta, todo de acuerdo a la cantidad de fuerza de la contracción muscular.

Actualmente los brazos desarrollados por Utah se encuentran en la mayoría de los centros que trabajan con prótesis, debido a que son capaces de realizar dos funciones simultáneas, que pueden ser levantar el codo y rotar la mano logrando un movimiento más natural con menor esfuerzo.

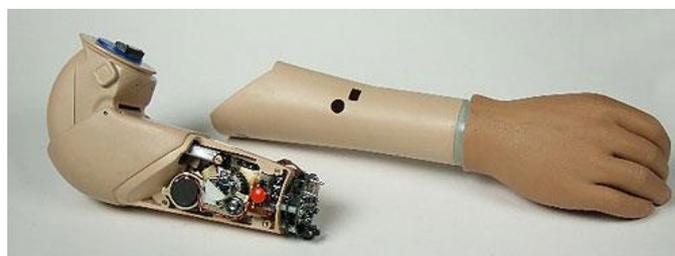


Figura 2. 2 Utah Arm

Fuente: (Fenton, 2016)

Características del brazo Utah Arm.

Para la adquisición de señales mioeléctricas en pacientes con amputaciones transhumerales normalmente se utiliza el bíceps y tríceps.

La longitud del brazo se acortó a 20,32 cm con una capacidad de carga en la mano o gancho de 10 N en el dispositivo terminal. El paciente debe ser capaz de soportar los 913 g de peso del brazo sumado los 450 g de la mano, con un límite de 22,7 kg con el codo flexionado 90° y 15,9 kg con el brazo totalmente extendido.

Prótesis de codo Boston Elbow.

El Boston Elbow figura 2.3, es considerada una prótesis cibernética de miembro superior, fue desarrollada por el matemático Norbert Wiener, un ortopedista del hospital general de Massachusetts

El primer modelo del Boston Elbow se construyó en 1968 y fue presentada en una conferencia de prensa en el hospital general de Massachusetts, con el gran problema de energía, las baterías de la época eran tan grandes que necesitaban de un cinturón.

Los brazos digitales de Boston empezaron a usarse en el 2001, al igual que Utah Arm, cuentan con un microcontrolador que mejora la experiencia del paciente y optimiza el rendimiento de las prótesis. Esta tecnología se puede controlar hasta cuatro dispositivos los que pueden ser el codo, manos, rotación de muñeca, bloqueo de hombro. Además los acoples usados para dispositivos terminales son compatibles con otras empresas como Centri y Otto Bock.

Características del modelo Boston Elbow.

Reproduce los movimientos de flexión de 145°, extensión, pronación y supinación del antebrazo y flexión o extensión de la muñeca. La velocidad de movimiento es proporcional a la intensidad con que se realice la contracción muscular.

Cuenta con un peso de 1,13 kgf con capacidad de levantar 2,27 kgf. Con capacidad de autonomía de las baterías de 8 horas.



Figura 2. 3 Boston Elbow

Fuente: (Orotics&Prosthetics, 2015)

2.2 LA ARTICULACIÓN DEL CODO.

El codo figura 2.4, es una articulación intermedia del miembro superior, encargada de unir el brazo con el antebrazo, formada por las articulaciones humero cubital y humero radial que por la ajustada unión existente entre ellas, proporciona gran parte de la estabilidad requerida por el codo. (Neuman, 2007)

Anatómicamente funciona como bisagra, realizando los movimientos de flexo-extensión. Función que permite al antebrazo alejarse o aproximarse del brazo. Sin embargo tiene otra función la pronosupinación que afecta a la articulación radiocubital proximal, la cual orienta la palma de la mano. (Kapandji, 2006)

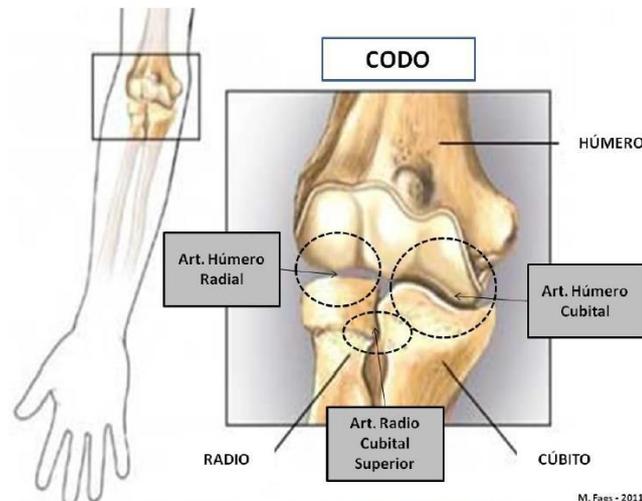


Figura 2. 4 El codo

Fuente: (Loiacono, 2015)

2.3 CONSTITUCIÓN ÓSEA DE LA ARTICULACIÓN DE CODO.

2.3.1 HÚMERO.

Es el hueso más largo de la extremidad superior, formado por un cuerpo cilíndrico casi recto en la mitad superior y forma triangular de la mitad inferior. Se articula en la parte superior por medio de la articulación del hombro, es de forma redondeada y lisa. En la parte inferior por el cúbito y radio, tiene forma aplanada de adelante hacia atrás, con un ensanchamiento transversalmente. Figura 2.5.

2.3.2 CÚBITO.

Es el hueso más largo del antebrazo, localizado en la parte interna, entre la tróclea humeral y el carpo. Tiene forma prismática triangular alargada, con una ligera curvatura direccionada hacia adentro y reducción progresiva de volumen, conforme se acerca a la muñeca. Por la parte superior se articula con el humero y radio e inferior solo con el radio. (Pillou, 2013)

La articulación formada entre cúbito y húmero principalmente facilita los movimientos de flexión y extensión, sin embargo también participa al momento de la pronosupinación, realizando una separación y aproximación de los mismos. Figura 2.5.

2.3.3 RADIO.

Es el hueso más corto del antebrazo, localizado en su parte externa; con una cabeza en forma de disco cóncavo. Posee una forma prismática triangular asimétrica y dos curvaturas ligeramente pronunciadas, unas hacia adentro y otra hacia afuera. Se articula por la parte superior con el húmero y cúbito e inferior con el cúbito y carpo.

A diferencia del cúbito, el radio se va ensanchándose a medida que se acerca a la muñeca. Figura 2.5. (Salamanca, 2015)



Figura 2. 5 Extremidad superior

2.4 MOVIMIENTOS QUE REALIZA LA ARTICULACIÓN.

La articulación de codo realiza diferentes movimientos, que permiten a las personas alejar y acercar el antebrazo del pecho y el posicionamiento de la palma de la mano. La combinación de esos movimientos permite realizar un sinnúmero de actividades diarias del ser humano, una de las más importantes es la alimentación.

A continuación la descripción de los movimientos presentes en la articulación de codo.

Flexión: Es el movimiento en el que actúan las articulaciones humeroradial y humerocubital encargado de aproximar el antebrazo al pecho. Figura 2.6.



Figura 2. 6 Flexión del codo

Fuente: (Katty, 2015)

Extensión: Intervienen las articulaciones humero radial y humero cubital encargadas del movimiento por el cual el antebrazo se aleja del brazo, como indica la figura 2.7.



Figura 2. 7 Extensión del codo

Pronación: Es la rotación del antebrazo, se identifica cuando la palma de la mano está en dirección hacia abajo y el dedo pulgar se encuentra hacia a dentro. Figura 2.8.

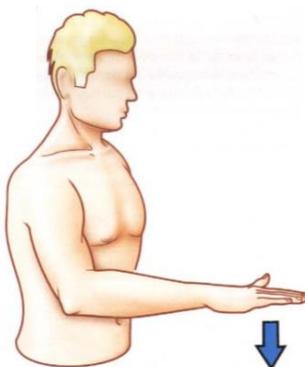


Figura 2. 8 Pronación

Fuente: (Kapandji, 2006)

Supinación: Es la rotación del antebrazo, se reconoce cuando la palma de la mano está orientada hacia arriba y el dedo pulgar en dirección hacia a fuera. Figura 2.9.

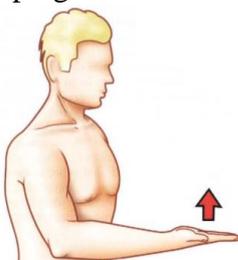


Figura 2. 9 Supinación

Fuente: (Kapandji, 2006)

2.5 MÚSCULOS QUE ACTÚAN EN EL CODO.

Los músculos dan firmeza, estabilidad, forma y movilidad del esqueleto. A continuación se describe los músculos que actúan en el accionamiento del codo, en los diferentes movimientos que realiza.

2.5.1 MÚSCULOS EXTENSORES.

Son los músculos encargados de alejar el antebrazo del brazo. Mediante la relajación del bíceps braquial se obtiene la extensión del miembro superior.

2.5.1.1 TRÍCEPS BRAQUIAL.

Músculo de tres porciones una interna, externa y larga. Se encuentra ocupando prácticamente toda la parte posterior del brazo, con excepción del lugar correspondiente al deltoides.

Representa el músculo más potente y resistente del brazo, encargado de la extensión y aducción del codo. Ayuda a estabilizar la articulación formada por la escapula y el hombro. Figura 2.10.



Figura 2. 10 Tríceps Braquial

Fuente: (El Sistema Muscular, 2015)

2.5.2 MÚSCULOS FLEXORES.

Permiten realizar la flexión mediante la contracción de los músculos, obligando a que los huesos se aproximen uno del otro.

Constituyen tres músculos el bíceps braquial, braquial y coracobraquial localizados en la parte anterior del brazo.

2.5.2.1 BÍCEPS.

Se localizan en la parte anterior media del brazo, encargado de flexionar el codo. Es alargado dividido en la parte superior por dos cabezas que se insertan en la escapula e inferior unido a un resistente tendón insertado en una protuberancia del radio. Cuando se realiza la extensión, el bíceps braquial representa solo un músculo flector del antebrazo, sin embargo al producirse la flexión y se hace necesario mayor potencia en el movimiento, se convierte en el supinador más poderoso del antebrazo. Figura 2.11.

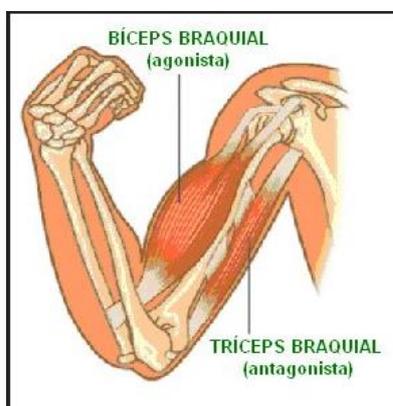


Figura 2. 11 Bíceps

*Fuente: (El cuerpo,
2015)*

2.5.2.2 BRAQUIAL ANTERIOR.

El músculo braquial anterior es ancho, plano y grueso, alojado en la profundidad del bíceps en la cara anterior del humero, cubriendo la parte anterior del codo. Representa el músculo flexor más importante; teniendo la capacidad de flexionar la articulación en cualquier posición que se encuentre, pronación o supinación, y en ejecución de movimientos de acción rápida o lenta. Característico de este músculo es que siempre se contrae al producirse la flexión. Figura 2.12.



Figura 2. 12 Braquial anterior

2.5.2.3 CORACOBRAQUIAL.

Es un músculo profundo ubicado en la parte anterior del brazo detrás del bíceps. Interviene en la flexión del hombro, y estabilización de la articulación escapulo humeral. Permite que el brazo vaya hacia arriba y adentro. Figura 2.13.

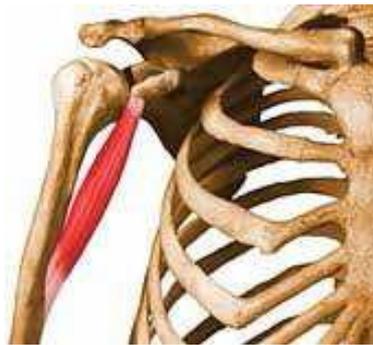


Figura 2. 13 Coracobraquial

Fuente: (Valdivia, 2015)

2.5.3 MÚSCULOS PRONADORES.

Permiten realizar la rotación del antebrazo, lo que produce que la palma de la mano este en dirección hacia abajo.

2.5.3.1 PRONADOR REDONDO.

El pronador redondo figura 2.14, consta de dos cabezas, la humeral y cubital. Actúa de pronador primario del antebrazo, además de flexor secundario del codo. Encargado de la

pronación del radio sobre el cúbito y flexión del codo; su inserción está aproximadamente en la mitad de la cara lateral del radio, obteniendo un máximo brazo de palanca. Genera la máxima actividad electromiográfica al realizar pronación de alta potencia, como por ejemplo al tratar de aflojar un tornillo demasiado apretado. (Neuman, 2007).



Figura 2. 14 Pronador redondo

Fuente: (Valdivia, 2015)

2.5.3.2 PRONADOR CUADRADO.

El pronador cuadrado figura 2.15, se localiza en el extremo distal más alejado de la parte anterior del brazo, en la parte profunda de todos los músculos flexores del carpo y flexores de dedos.

Produce un momento de pronación eficaz y estabiliza la articulación radiocubital distal.

Definido como pronador principal con movimiento independiente a la posición en que se encuentre la articulación del codo. Une el radio y cúbito por las caras exteriores permitiendo que estos se mantengan unidos cuando se transmiten golpes de la palma hacia el antebrazo.

El pronador cuadrado es el músculo de pronación más activo y usado, con independencia de la demanda de energía o grado de flexión asociado al codo. (Neuman, 2007)



Figura 2. 15 Pronador Cuadrado

Fuente: (Valdivia, 2015)

2.5.4 MÚSCULOS SUPINADORES.

Son antagonistas de los pronadores, permiten rotar el antebrazo de tal manera que la palma de la mano tiene dirección hacia arriba. Consta de dos músculos: el supinador corto y bíceps braquial, su función es la supinación del antebrazo y rotación del radio. Figura 2.16.

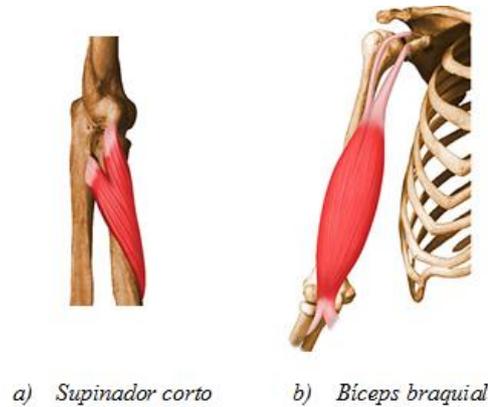


Figura 2. 16 Músculos supinadores

Fuente: (Valdivia, 2015)

2.6 AMPLITUD DE MOVIMIENTO DEL CODO EN ACTIVIDADES DIARIAS.

Las personas al realizar diferentes actividades producen diversos grados de movilidad cuando se realiza la flexión, extensión, pronación y supinación. En la Tabla 2.1 se presenta los grados en flexión, de igual forma la Tabla 2.2 indica los grados en pronación y supinación. Estos grados permiten conocer las características funcionales para realizar la construcción de prótesis. (Neuman, 2007)

Tabla 2. 1 Grados de movilidad del codo en actividades diarias en flexión

Actividad realizada	Grados de flexión del codo
Abrir una puerta	De 22° a 58°
Verter liquido de una jarra	De 38° a 60°
Levantarse de una silla	De 20° a 100°
Sostener un periódico	De 70° a 110°
Cortar con un cuchillo	De 90° a 115°
Llevarse un vaso a la boca	De 40° a 120°

Tabla 2. 2 Grados de movilidad del codo en actividades diarias en pronación y supinación

Actividad realizada	Grados pronación	Grados supinación
Llevarse un vaso a la boca	15°	18°
Llevarse un tenedor a la boca	10°	52°
Levantarse de una silla	De 10° a 30°	No es necesario
Abrir una puerta	38°	30°
Verter líquido de una jarra	40°	30°
Cortar con un cuchillo	40°	No es necesario
Coger el teléfono	40°	30°
Sostener un periódico	45°	No es necesario

Con la información obtenida en la tabla 2.1 y tabla 2.2 se determina los ángulos a considerar para la construcción de la articulación de codo. Para la flexo-extensión de 0 a 120 grados y en pronosupinación de 0 a 180 grados.

2.7 CINEMÁTICA DEL CODO.

El codo al tener un comportamiento similar al de una bisagra presenta los mismos grados libertad, representado con los movimientos de flexión y extensión, los cuales se encuentran delimitados por un arco de flexión comprendido entre 0° y 145° con un rango funcional de 30° a 120° si la flexión es activa y un ángulo máximo 160° en flexión pasiva. Figura 2.17.

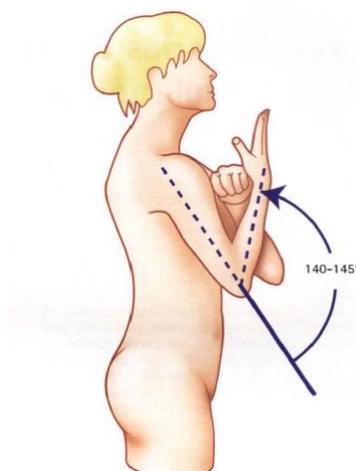


Figura 2. 17 Flexión del codo

Fuente: (Kapandji, 2006)

Si estos movimientos se analizan con una flexión de 90° , presenta diferentes posiciones anatómicas. Figura 2.18. (Kapandji, 2006)

Posición cero: determinada cuando el pulgar tiene la dirección hacia arriba. A partir de esta posición se determina los ángulos para la supinación y pronación.

Posición de supinación la mano presenta una rotación de 90°

Posición de pronación realiza un ángulo de 85° , respecto a la posición cero.

Las posiciones de supinación y pronación tienen un rango funcional de movilidad comprendido entre 50° pronación y 50° supinación el cual es ocupado en la mayoría de actividades realizadas en la vida diaria, mencionados en la tabla 2.2. (Kapandji, 2006)

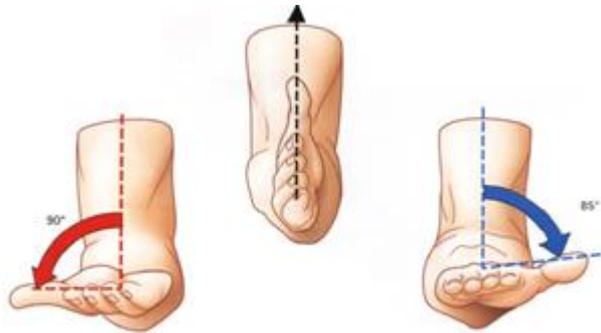


Figura 2. 18 Posiciones anatómicas

2.8 CARGAS MÁXIMAS APLICADAS AL CODO.

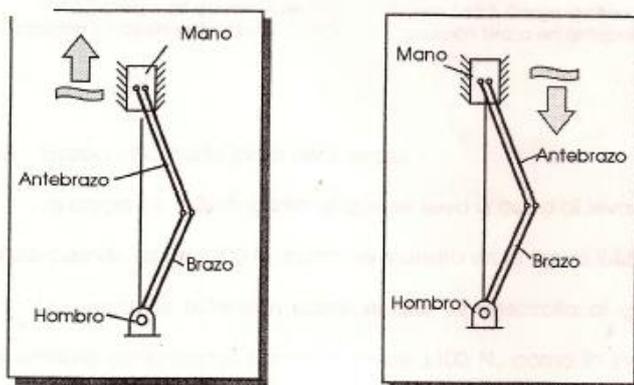
Las cargas máximas que soporta el codo, se determinan según la eficiencia de los músculos flexores y extensores, además de la variación con la posición del hombro y cuan musculosa sea la persona.

Los músculos flexores difieren según la posición de pronosupinación que se encuentre, en pronación la fuerza de flexión ejercida es mayor a la fuerza en supinación y la posición de la articulación del hombro. (Kapandji, 2006)

A continuación se describe la fuerza que puede ejercer el miembro superior en diferentes posiciones:

Brazo vertical arriba del hombro.

- La fuerza de extensión como en el caso de levantamiento de pesas es de 43 kg.
- La fuerza de flexión cuando se eleva un objeto en suspensión 83 kg. Figura 2.19 (Ojeda, 1996)



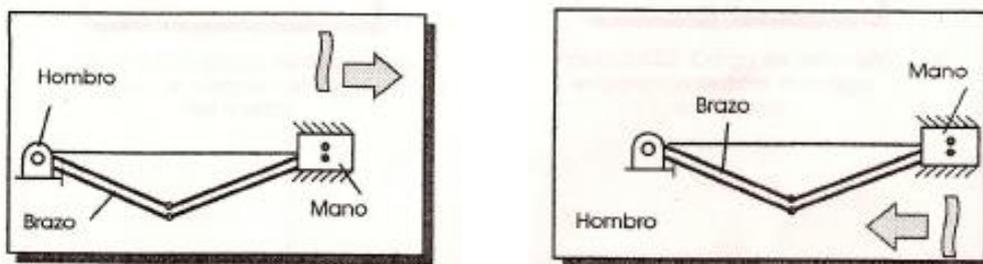
a. Carga de extensión en posición vertical por encima del hombro

b. Carga de flexión en posición vertical por encima del hombro

Figura 2. 19 Cargas aplicadas al hombro

Brazo en flexión de 90°.

- La fuerza de extensión cuando se empuja un objeto hacia adelante es de 37 kg.
- La fuerza de flexión cuando se rema es de 66 kg. Figura 2.20 (Ojeda, 1996)



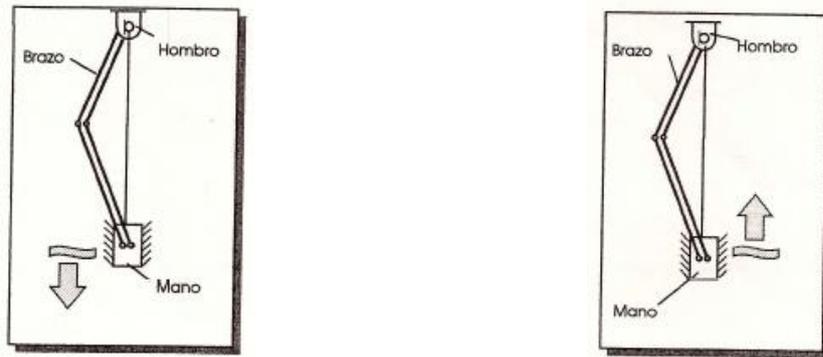
a. Carga de extensión en posición brazo en antepulsión

b. Carga de flexión en posición brazo en antepulsión

Figura 2. 20 Cargas aplicadas en el hombro

Brazo vertical a lo largo del cuerpo.

- La fuerza de flexión para levantar un objeto pesado es de 37 kg.
- La fuerza de extensión desarrollada al elevarse por arriba de unas barras paralelas es de 51 kg. Figura 2.21 (Ojeda, 1996)



a. Carga de flexión en posición vertical a lo largo del cuerpo

b. Carga de extensión en posición vertical a lo largo del cuerpo

Figura 2. 21 Cargas con el brazo vertical

2.9 MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS.

La antropometría es la ciencia que estudia las dimensiones y algunas características físicas del cuerpo humano, con el fin de establecer diferencias entre individuos. Este estudio permite determinar longitud, ancho, grosor, circunferencias, volumen, centros de gravedad y masa de diversas partes que conforman el cuerpo, desde un aspecto cuantitativo, expresado en porcentajes dependiendo de ciertas variables como el sexo, peso y la estatura.

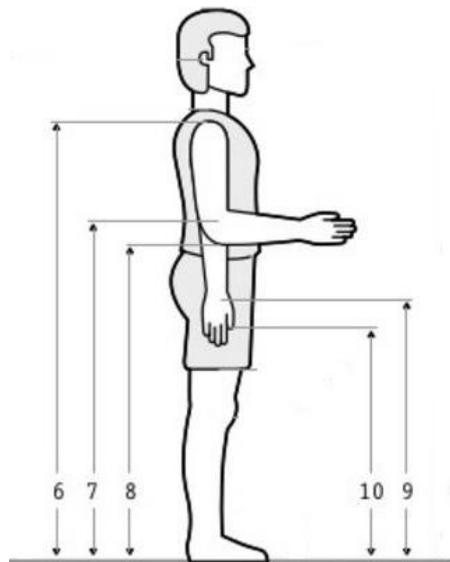


Figura 2. 22 Medidas antropométricas

La tabla 2.3 indica diferentes medidas del cuerpo, tomando como referencia la figura 2.2, de las cuales se utilizará, la altura del codo y la altura de la muñeca, con el fin de determinar la longitud del antebrazo. Se realiza la diferencia entre estas longitudes se obtiene 0.243m. (Chaurand Ávila R. , 2001).

Tabla 2. 3 Medidas antropométricas

	Descripción	unidades	medidas
1	Peso	kg	70
6	Altura hombro	m	1.380
7	Altura codo	m	1.068
8	Altura codo flexionado	m	0.969
9	Altura muñeca	m	0.825
10	Altura nudillo	m	0.740

Además es necesario conocer la longitud de la palma de la mano, la cual sirve para estimar el lugar donde se localizará el peso a levantarse. Se realiza la diferencia entre la altura de la muñeca y nudillo dando como resultado 0,085m.

Posteriormente se identifica el valor de la masa corporal de las partes del cuerpo de importancia para el desarrollo del proyecto.

Tabla 2. 4 Porcentaje de masa corporal

Parte del cuerpo	Porcentaje
Mano	0,7
Antebrazo con la mano	2,3
Antebrazo sin mano	1,6
Parte superior del brazo	2,7
Brazo completo	5

La tabla 2.4 indica el porcentaje de masa corporal de las diferentes parte de cuerpo; de estos datos citados se utilizará el porcentaje referente a el antebrazo sin mano 1.6% y de la mano 0.7%, de la masa corporal total de una persona de 70kg. Como resultado se obtiene 1,12 kg y 0,49 kg respectivamente. (Saludyalgomas.com, 2012)

A continuación se describe conceptos importantes acerca de las amputaciones:

2.10 LA AMPUTACIÓN.

La amputación es un proceso quirúrgico permanente que consiste en remover total o parcialmente una extremidad, a través de estructuras óseas y tejidos sanos, en forma perpendicular al eje longitudinal del miembro, dejando una parte conocida como muñón.

Las amputaciones realizadas sobre la mano deben conservar la mayor parte del miembro que sea posible, para tener un óptimo manejo de las prótesis, de esta manera garantizar un buen brazo de palanca y evitar que el protetizado experimente dolor.

Existen 2 tipos de amputaciones:

Amputación primaria o traumática: es aquella producida por un agente traumático, un accidente o lesión o, generalmente un dedo de la mano o pie, un brazo o pierna. (Salud, 2015)

Amputación secundaria o quirúrgica: es aquella programada para ser realizada por medio de un proceso quirúrgico. (Ramos & Cardoso, 2005)

2.11 ALTURAS DE AMPUTACIÓN.

Las alturas de amputación se definen como los lugares donde se realiza la amputación con el objetivo de obtener un muñón útil para colocar prótesis. El nivel de amputación debe ser lo más distal posible, porque al subir el nivel de la amputación la funcionalidad del muñón se reduce, aumentando el grado de complejidad par protetizar al paciente.

Lo ideal sería realizar una planificación con el fin de consultar con un técnico en prótesis la altura de amputación favorable para la adaptación de prótesis y que esta concuerde con el criterio de el medico dependiendo de la causa de la amputación. Figura 2.23.

1. Amputación de mano/dedo
2. Desarticulación de muñeca
3. Amputación de antebrazo
4. Desarticulación de codo
5. Amputación de brazo superior
6. Desarticulación del hombro
7. Amputación de la cintura escapular

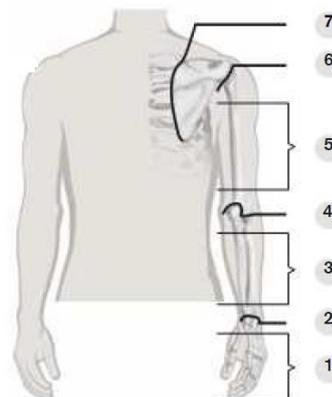


Figura 2. 23 Alturas de amputaciones

Fuente: (Otto Bock, 2015)

2.12 TIPOS DE PRÓTESIS.

Las prótesis son dispositivos artificiales encargados de sustituir partes de un miembro del cuerpo perdidas, por diversas razones con el fin de reproducir casi exactamente las funciones de la parte faltante.

2.12.1 COSMÉTICAS (PASIVAS).

Las prótesis cosméticas se desarrollan con el objetivo de sustituir un miembro faltante, teniendo en cuenta la estética, su funcionalidad es limitada o nula. Estas prótesis son de acuerdo a las características físicas de cada paciente, considerando el color de piel y medidas antropométricas, para lograr una similitud casi perfecta, al miembro perdido. Figura 2.24.



Figura 2. 24 Brazo cosmético

Fuente: (Ottobock, 2015)

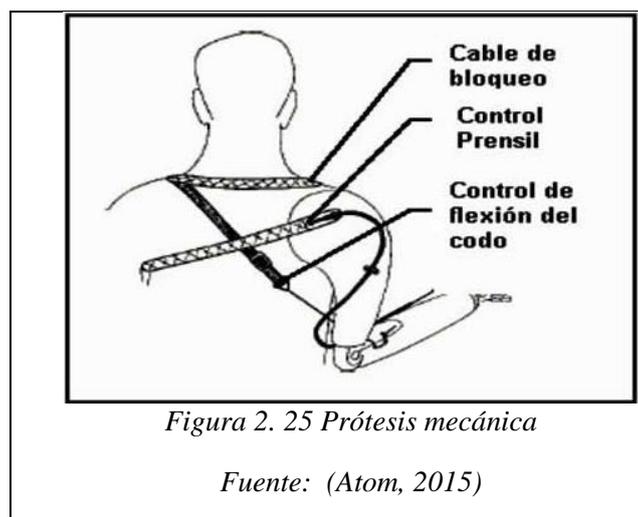
Los materiales usados en su fabricación son tres: PVC rígido, látex flexible, silicona, debido a que son más livianos. El mantenimiento de la prótesis es mínimo porque ocupan pocas partes móviles que se pueden dañar.

Una de las mayores ventajas que posee es que se puede colocar la prótesis a cualquier nivel de amputación y en amputaciones congénitas, además cuando no es posible colocar una prótesis funcional. (Robotha, 2015)

2.12.2 PRÓTESIS MECÁNICAS.

Las prótesis mecánicas son dispositivos accionados por movimientos generales, generalmente del hombro, parte superior del brazo, el pecho mediante el uso de un arnés de control conectado a un dispositivo terminal que pueden ser ganchos o manos. El tamaño de la prótesis y el número de ligas requeridas para la sujeción depende de la cantidad de fuerza que requiera producir en cada movimiento. Figura 2.25.

Un paciente para poder accionar una prótesis, necesita por lo menos uno de los siguientes movimientos del cuerpo; flexión, aducción escapular, depresión y elevación del hombro, expansión del pecho, además de tener un muñón adecuado y adecuada porción muscular



Las principales ventajas de este tipo de prótesis son su durabilidad, bajo costo de adquisición y mantenimiento, además la posibilidad de uso en lugares nocivos, con presencia de polvo y agua.

Unas de las principales desventajas corresponden a la presencia de arneses que incomodan y restringen movimientos.

2.12.3 PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS.

Las prótesis mioeléctricas, son controladas por medio de señales mioeléctricas generadas en los músculos mediante una contracción. Utilizan sensores conocidos como electrodos que están en contacto con la piel para adquirir las señales, que varía entre (5 y 20) μ voltios, luego pasa por una etapa de filtrado y amplificación, para el control de los actuadores de la prótesis. Figura 2.26.

Actualmente es el tipo de miembro artificial de mayor funcionalidad, fuerza, velocidad de presión, mejor aspecto estético y alto grado de rehabilitación. (UNAM, 2015)



Figura 2. 26 Mano mioeléctricos

Fuente: (Guzman, 2015)

2.12.4 PRÓTESIS HIBRIDAS.

Una prótesis híbrida combinan el accionamiento realizado por el cuerpo con el accionamiento eléctrico. Principalmente se utiliza en pacientes con amputaciones transmurales. Puede tener un codo de control mecánico y un garfio o mano, o un codo de control eléctrico con un dispositivo terminal mecánico. (UNAM, 2015)

La principal ventaja del uso de esta prótesis radica en la capacidad de controlar movimientos simultáneos, la flexión y extensión del codo y el accionamiento de dispositivos terminales, por ejemplo abrir la mano mientras se rota la muñeca y se levanta el antebrazo. Figura 2.27



Figura 2. 27 Prótesis Híbridas

Fuente: (InMotion, 2007)

2.13 ACTUADORES.

Los actuadores son dispositivos encargados de generar una fuerza a partir de líquidos, energía gaseosa o eléctrica, dependiendo de la orden enviada de un controlador y en función de esta orden activar un elemento final.

2.13.1 MOTORES DC.

En esencia es una máquina que convierte energía eléctrica en energía mecánica. Son utilizados en robótica con frecuencia por la facilidad del control de posición, velocidad, par de torsión, y conexión, además en lugares en donde la fuente de alimentación necesariamente tiene que ser por medio de batería. La dirección de giro se realiza de acuerdo a la polarización aplicada. (Hernández Gaviño, 2010)

La velocidad de giro es proporcional al voltaje aplicado, además depende de la carga que se aplique en el motor, si la carga aplicada es demasiada no girará a la velocidad adecuada, se sobrecalentará y puede llegar a quemarse.

Unas de las principales desventajas son el poco troque que poseen y las elevadas velocidades de giro, aunque esto se puede solucionar añadiendo cajas reductoras, que permiten reducir la velocidad e incrementar el torque del motor. Figura 2.28.



Figura 2. 28 Motor DC

Fuente: (Alliezpres, 2015)

2.13.2 MOTORES DE PASO.

Son motores eléctricos sin la presencia de escobillas, con funcionamiento totalmente diferente, no pueden girar libremente, la rotación es incremental, mediante pequeños pasos desde 90° hasta 1.8° grados, dependiendo del modelo.

Tiene alto torque en bajas velocidades sin embargo si esta aumenta este se pierde significativamente, en ocasiones pueden necesitar de bastante corriente para mantener la posición con un torque deseado.

Tienen gran acogida para aplicación en las que se necesite buen precisión en los movimientos y por la presencia del par de detención, que permite eliminar frenos.

El control es más complicado necesita una serie de secuencias binarias para moverse, además que las posiciones que puede llegar están limitadas por la resolución de pasos, no puede localizarse en posiciones intermedias. Figura 2.29



Figura 2. 29 Motor de paso

Fuente: (tectronixs, 2015)

2.13.3 SERVOMOTORES.

Es un motor eléctrico con la capacidad de ser controlado tanto la velocidad como la posición dentro de un rango de operación y permanecer en éste, a menos que se le indique lo contrario. Formado por un motor de corriente continua, una caja reductora, y un circuito de control.

La corriente requerida es proporcional al tamaño del servo motor; el consumo de energía se produce si una vez alcanzada la posición deseada, una fuerza externa intenta modificarla.

La mayoría viene restringido para funcionar entre 0° y 180° sin embargo fácilmente se puede modificarlo, de tal forma que alcance los 360° grados. A diferencia de los motores de paso, los servomotores mantiene el torque desde el reposo hasta la velocidad nominal, son silenciosos, tienen mayor resolución de giro y un alto par en relación a su tamaño.

El control es más sencillo utiliza modulación por ancho de pulso (PWM), para controlar la posición del motor; trabaja a un frecuencia de 50 Hertz, de acuerdo al tiempo que se mantenga en alto la señal de control. Figura 2.30.



Figura 2. 30 Servomotor

Fuente: (Picuino, 2015)

2.14 TRANSMISIÓN DE POTENCIA.

Por motivo que los actuadores no son suficientes para generar altos valores de torque y en su mayoría funcionan a grandes velocidades, se hace necesario incorporar un sistema de transmisión de potencia que permita reducir la velocidad y poder generar altos torques.

2.14.1 CORREAS DE TRASMISIÓN.

Son elementos flexibles de transmisión de potencia, que se acoplan sobre poleas sujetas a ejes que permiten transmitir pares de giro; gracias a su flexibilidad reducen las vibraciones, adsorben las cargas de choque y reducen el ruido.

Una de las principales desventajas es que no puede mantener una relación de transmisión de potencia constante, debido al deslizamiento de la banda en los canales, ocasionado por la tensión a la que esté sometida y el desgaste producido por el trabajo realizado. Generalmente se usa en distancias relativamente grandes. Figura 2.31.



Figura 2. 31 Transmisión por bandas

Fuente: (PYRTEC, 2015)

2.14.2 ENGRANAJES.

Son ruedas dentadas que sirven para transmitir movimiento circular mediante el contacto existente entre ellas. Esta cercanía permite diseñar sistemas más compactos, y evitar que una rueda se resbale de la otra, permitiendo tener mayor capacidad de transmisión de potencia de forma constante a diferencia de las bandas. Dependiendo del material que estén fabricados y del correcto mantenimiento que se realice, varía vida útil.

Las desventajas de los engranes son: el ruido que generan, costo superior a bandas y poleas. Figura 2.32.



Figura 2. 32 Engranajes

Fuente: (Cabrerá, 2015)

2.14.3 TORNILLO SIN FIN Y ENGRANE.

Considerado una rueda dentada con un solo diente que se halla tallado helicoidalmente. Acompañado de una rueda helicoidal conocida como engrane. Es usado para transmitir movimiento circulatorio entre ejes que se cruzan perpendicularmente con relaciones de transmisión elevadas. Ocupan espacios reducidos. Característico del tornillo sin fin es que permite el movimiento en una sola dirección, del sin fin hacia la corona. Figura 2.33.



Figura 2. 33 Tornillo sin fin

Fuente: (Direct Industry, 2015)

2.15 MATERIAL.

El tipo de material depende del nivel de actividad que se vaya a dar a la articulación, considerando siempre el uso de materiales con excelente resistencia a la ruptura, bajo coeficiente de rozamiento y bajo peso.

Los materiales que cumplen con estas condiciones se pueden encontrar en metales como: acero inoxidable, aleaciones de titanio, aluminio y plásticos como: polipropileno, polietileno, látex, PVC rígido, silicona y resinas.

2.15.1 METALES.

Los metales son elementos químicos capaces de conductor la electricidad y el calor, poseen un brillo característico, en su mayoría se encuentran en estado sólido a temperatura ambiente. Son tenaces dúctiles maleables y buena poseen resistencia mecánica. (Callister, 2007)

2.15.1.1 ACERO INOXIDABLE.

Es una aleación de cromo con elevada resistencia natural a la corrosión, pero son poco resistentes a algunos ácidos, que lo pueden corroer; sus propiedades higiénicas y estéticas lo hacen atractivo para la industria médica y alimenticia. Tiene gran resistencia mecánica de casi el doble a los aceros al carbono.

2.15.1.2 TITANIO.

Metal de aspecto plateado de gran resistencia, excelente tenacidad, ligero gracias a que tiene una relación peso/resistencia alta, baja densidad, resiste muy bien la corrosión, dúctiles, fácil de mecanizar; además de ser un material biocompatible. Tiene un costo elevado comparado con el acero y el aluminio.

2.15.1.3 ALUMINIO.

Metal ligero de alta resistencia a la corrosión; baja densidad aproximadamente un tercio de la del acero, otorgándole la característica de ser liviano; no es costoso y es fácil de mecanizar. Realizando aleaciones puede mejorar considerablemente su resistencia mecánica. Preferido en la industria automovilística, aeronáutica, construcción embalaje, etc.

2.15.2 PLÁSTICOS.

Son sustancias sintéticas que pueden ser moldeados mediante calor o presión y formados principalmente por carbono. Son fáciles de moldear, necesitan de un bajo costo de producción poseen baja densidad. Lo que les da la característica de ser livianos. Tienen excelente resistencia a la acción de ácidos bases y agentes atmosféricos además de buenas propiedades mecánicas. A continuación se describe los plásticos utilizado para fabricar prótesis.

2.15.2.1 POLIPROPILENO.

Material sintético termoplástico, parcialmente cristalino de alta resistencia y muy duro. Con una elevada temperatura de ablandamiento de 150°C lo que lo hace muy resistente al calor. Resistente a la corrosión. Tiene una excelente tenacidad a pesar de ser un plástico. Se dobla con facilidad sin embargo resiste ser doblado muchas veces antes de dañarse. Normalmente se utiliza en la fabricación de tubos cascos de barcos, piezas de automóviles y socket de prótesis.

2.15.2.2 ABS.

Plástico sintético termoplástico, con alta resistencia a los impactos, calor y ataques químicos. Conocido como plástico de ingeniería. Su elaboración y procesamiento es más complejo que el polietileno y polipropileno. Pueden ser utilizados con múltiples procesos de manufactura como la extrusión, inyección, soplado y prensado. No es inflamable ni tóxico por lo que se puede encontrar en un sinnúmero de piezas plásticas. Puede mejorarse su resistencia por medio de la inserción de resinas de vidrio. Es uno de los materiales más usados en procesos de impresión 3D. Tiene un costo elevado de adquisición.

2.15.2.3 PVC RÍGIDO.

Material resistente a impactos, buena resistencia a la acción de la intemperie, ligero, de fácil manipulación, alta resistencia mecánica, buena resistencia a agentes químicos, mínima

absorción de agua, motivo por el cual es utilizado para fabricar tuberías, además de ser económico y no se corroe.

Las principales desventajas de este material son la dificultad de procesamiento y mala resistencia a la deformación bajo cargas estáticas en un ambiente de altas temperatura.

En prótesis es utilizado para la fabricación de prótesis de desarticulación de muñeca.

2.15.2.4 SILICONA.

Es un polímero sintético termoestable compuesto con la combinación química de silicio-oxígeno, que le otorga flexibilidad y suavidad al tacto, no se mancha ni se desgasta, no se desgata con facilidad.

Es biocompatible, impide el desarrollo bacteriano y no se corroe al contacto con otros materiales. Es más costoso tanto en la compra de materia prima, así como en los procesos de fabricación.

2.15.2.5 RESINAS.

Son polímeros termoestables obtenidos de la polimerización del estireno y otros productos químicos. Una vez mezclados los elementos químicos se endurece a estado ambiente; es altamente resistente a la humedad, productos químicos y la acción de fuerzas mecánicas.

Comúnmente es usada para hacer matrices de equipos, tuberías anticorrosivas y fabricación de pinturas. Para incrementar la resistencia de sus propiedades suelen ser reforzadas con otros materiales como fibras sintéticas o naturales. En la tabla 2.6 se enumera las diferentes propiedades mecánicas de la resina de poliéster. (QuimiNet, 2016)

Tabla 2. 5 propiedades de la resina poliéster

Característica	Valor	Unidades
Densidad	1.2 – 1.3	g/cm ³
Resistencia a la tracción	25 – 50	MPa
Módulo de elasticidad	1171	MPa
Límite de fluencia	44	MPa
Limite elástico	30	MPa

CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA

Este capítulo describe el marco metodológico de la investigación, indicando el procedimiento empleado para el desarrollo de la articulación de codo, mediante la ejecución de actividades. **INVESTIGACIÓN BIBLIOGRÁFICA**

La investigación inicia con la recopilación de información en publicaciones, relacionadas con el tema de investigación, para conocer los desarrollos tecnológicos aplicados en articulaciones, y así tener un punto de partida de investigación.

Además se recopila información anatómica, fisiológica, de movimientos y ángulos del cuerpo, específicamente de la extremidad superior, para definir las funciones que se van a reproducir con la propuesta de diseño, incluyendo sus limitaciones.

El diseño está dimensionado de acuerdo a medidas antropométricas y fabricado en materiales fáciles de adquirir, con buena resistencia mecánica.

3.2 GENERACIÓN DE POSIBLES DISEÑOS

Para obtener el diseño de la articulación se decidió realizar tres pre-diseños, para luego establecer una comparación entre ellos y determinar cuál es el que se cumple mejor los requerimientos de diseño.

Como guía para los pre-diseños se tomó a consideración las características que se encontraban disponibles en los modelos encontrados en la bibliografía consultada.

3.3 SELECCIÓN DE ELEMENTOS CONSTITUTIVOS

Se determina el tipo de sistema de transmisión de potencia a utilizarse, para cada uno de los movimientos y se los selecciona en catálogos comerciales existentes en el mercado. Además del tipo de actuadores a utilizarse.

La selección de los elementos constitutivos permite conocer el espacio necesario para ubicarlos en modelo a diseñar y la estrategia de control a implementarse.

3.4 DISEÑO DEL MODELO

Con la información antropométrica y determinado el espacio a utilizarse por los elementos constitutivos, se procede a realizar el diseño definitivo de la articulación de codo, en un software CAD.

Seguidamente se realiza el ensamble de todos los elementos que conforman la articulación, se realiza una simulación en un software dedicado, así verificar que el modelo pueda soportar las cargas propuestas sin comprometer su integridad estructural.

Concluido el diseño y verificado que le modelo soporte las cargas propuestas, adquiere los materiales necesarios para la manufactura. Se imprime los planos de la articulación de codo con estos realizar los moldes del brazo, antebrazo y fabricarlos en resina.

Se adquiere los componentes comerciales como: actuadores, rodamientos, sistema de transmisión. Finalmente se manufactura los soportes y ejes en máquinas manuales debido a la facilidad de fabricación y bajo costo.

3.5 DISEÑO DEL SISTEMA ELECTRÓNICO

Se realiza la selección de un controlador y módulo de potencia, en donde se realiza la programación para simular los movimientos propuestos, el cual debe ser compatible con los elementos de potencia necesarios, para el funcionamiento de la articulación.

Se realiza la placa de circuito impreso (PCB) del controlador y la conexión de las partes electrónicas.

3.6 ENSAMBLAJE DEL MECANISMO

Fabricados todos los elementos mecánicos, estructurales y electrónicos, se procede al ensamble de las partes mecánicas, verificando que se acoplen correctamente y cumplan las funciones requeridas.

Luego se sujetan las partes electrónicas a la estructuras y se realiza las conexiones necesarias, teniendo la precaución de que no interfieran en el funcionamiento de la articulación.

Finalmente se realiza las pruebas de funcionamiento del modelo y realiza corrección de errores.

CAPÍTULO 4

DISEÑO Y SELECCIÓN DE LAS DIFERENTES PARTES DE LA SOLUCIÓN DE ARTICULACIÓN DE CODO

En el presente capítulo se lleva a cabo la selección de alternativas del modelo y de los componentes que la constituyen, además del diseño del prototipo de articulación de codo. Él cual debe ser capaz de soportar las cargas que actúan sobre éste, garantizando un buen funcionamiento.

A continuación se enumera las diferentes etapas cumplidas para la realización del proyecto.

4.1 SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS DE DISEÑO.

El análisis de los diferentes tipos de prótesis permite identificar el tipo de articulación a diseñar. Se obtiene tres tipos de prótesis que pueden ser útiles, las prótesis mecánicas, mioeléctricas y cosméticas. Para seleccionar la mejor alternativa de diseño y selección de componentes se utilizará el método ordinal corregido de criterios ponderados. Ver anexo 1.

Realizado el proceso de selección de alternativas se concluye que la mejor alternativa para diseñar la articulación de codo, es aquella que funciona mediante potenciales mioeléctricos.

4.2 ESTUDIOS DE LOS COMPONENTES DEL DISEÑO.

La selección de los elementos a utilizarse se realizará mediante el método mencionado anteriormente, teniendo en consideración que cada elemento que constituye la articulación tiene características diferentes, se utilizaran matrices para cada uno. Ver anexo 1

4.3 DISEÑO DE LA ARTICULACIÓN.

Para la el diseño del sistema mecánico es necesario determinar el fuerzas presentes. Con estas calcular el torque tanto para los movimientos de flexión-extensión y pronosupinación; estos resultados permite seleccionar el actuador para cada parte y si es necesario colocar un sistema de transmisión de potencia.

De la información recopilada en el marco teórico se determinó que la posición crítica para el desarrollo del diseño es cuando el codo se encuentra flexionado 90 grados.

Con el objetivo de mejorar la apariencia de la articulación, se diseñará dándole la forma semejante a la humana, por lo tanto y debido a que el antebrazo es el elemento crítico donde actúan en su mayoría las fuerzas se realizará solamente el diseño de éste y con sus resultados el resto de las partes que forman la articulación.

4.4 DISEÑO DEL ANTEBRAZO.

Con el objetivo que este proyecto en una investigación posterior se acople a una mano se tomará a consideración la acción que ejerce está en el diseño de la articulación.

Se determinó que el antebrazo se encuentra sometido por parte de la mano a una carga que produce una flexión ocasionada por el peso mismo de la mano y el peso del objeto a levantarse, además una torsión al realizar la rotación de la mano.

Los parámetros necesarios que se tuvieron en cuenta para el diseño, se resumen en la tabla 4.1 tomados de acuerdo a la tabla 2.3 del marco teórico.

Tabla 4. 1 Parámetros de diseño.

Diámetro de la palma de la mano	0.098m
Longitud de la palma	0.085m
Masa a levantarse incluido la mano	1kg
Masa del antebrazo si mano	1,12 kg

Para encontrar el valor de la torsión generada por la mano, es necesario conocer el torque de rotación de la misma con carga, se utiliza la ecuación 1 (Nordin & Frankel, 2001). Este valor permite realizar la selección del actuador, que en lo posterior tendrá que ser tomado en cuenta por sus dimensiones como parte de los datos iniciales para el diseño del antebrazo.

Ecuación 1 Ecuación de torque en función de inercia y aceleración angular.

$$T = I * \alpha$$

Donde:

T Es el torque necesario para realizar una rotación de la mano con una carga de 1 kg
[Nm]

I [m⁴] Corresponde al momento de inercia de la carga más el peso propio de la mano

α Es la aceleración angular de rotación de la mano
[r/s²]

El cálculo de la inercia se lo realiza experimentalmente, mediante el uso de un diseño de mano adquirido de una biblioteca online (Gómez, 2016), se determina las propiedades del modelo utilizando un software CAD y se obtiene la inercia. La figura 4.1 indica la modelo que se utilizó como referencia para calcular la inercia.

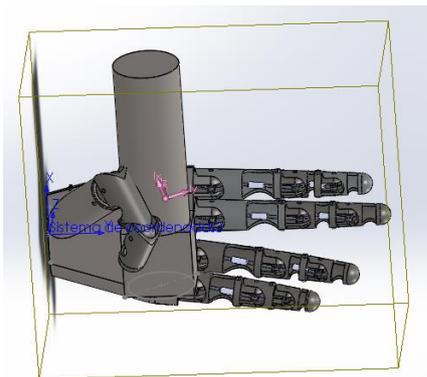


Figura 4.1 Modelo de mano para cálculo de inercia.

$$I_1 = 0.01 \text{kgm}^2$$

Se calcula la aceleración angular con la Ecuación 2 (Vallejo & Zambrano, 2009), y así poder determinar la torsión que se genera al girar la mano. El valor de $\omega = 8,4 \text{ rad/s}$ con $t = 1 \text{ s}$.

Ecuación 2 Velocidad angular.

$$\omega = \omega_0 - \alpha t$$

Donde:

$\omega[\text{rad/s}] =$ velocidad angular final

$\omega_0[\text{rad/s}] =$ velocidad angular inicial

$\alpha[\text{rad/s}^2] =$ aceleración angular en radianes

$t[\text{s}] =$ tiempo

Despejando la aceleración angular de la Ecuación 2.

$$\alpha = 8,4 \text{ rad/s}^2$$

Finalmente obtenido el valor de todas las variables se calcula la torsión reemplazando estos resultados en la Ecuación 1.

$$T1 = 0,01kgm^2 * 8,4 \frac{rad}{s^2}$$

$$T1 = 0,084kg \frac{m^2}{s^2}$$

$$T1 = 1kg.cm$$

El resultado de T1 sirve para seleccionar un actuador, que cumpla con las características deseadas.

Basándose en el troque necesario, confiabilidad, facilidad de adquisición y capacidad de manejar grandes troques en poco espacio se toma la decisión de un servomotor, figura 4.2. Ver al anexo 3



Figura 4.2 Servomotor

Fuente: (RobotShop, 2015)

4.5 SELECCIÓN DEL ACTUADOR PARA EL CODO.

Para la selección del actuador del codo es necesario identificar las fuerzas presentes en el antebrazo. En el siguiente diagrama se indica su valor, simbología y ubicación. Para efectos de cálculo se cambia las unidades de kgf a N. Figura 4.3.

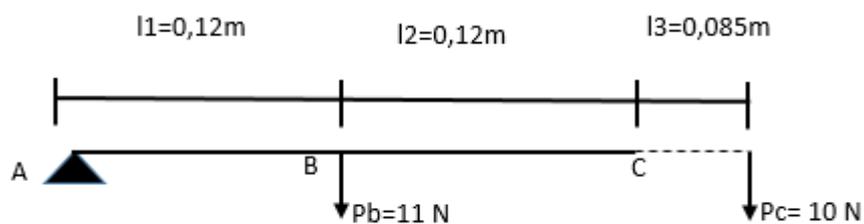


Figura 4.3 Diagrama de cuerpo libre del antebrazo.

Donde:

$P_b=1.12\text{kg}$ representa el peso propio del antebrazo, $P_c =1\text{kg}$ es el resultado de la sumatoria del masa de la mano y la masa propuesta a levantarse. Todas las medidas se encuentran en las tablas 2.3 y 2.4 del marco teórico.

Para conocer el efecto que produce P_c en el antebrazo, se considera el concepto de traslación de una fuerza, dando como resultado un M_c y P_c .

Ecuación 3 Momento.

$$M = f * d$$

Donde

$M[\text{Nm}] =$ Momento generado al realizar un movimiento de flexión en la muñeca representa M_c

$f[\text{N}] =$ Fuerza resultante ocasionada por el peso de la mano y el propuesto a levantarse, se sustituye por $P_c = 10\text{N}$ para mantener la simbología que se maneja.

$d[\text{m}] =$ Distancia de la longitud de la palma de la mano, representa el valor de $l_3=0.085\text{m}$

Sustituyendo los valores en la Ecuación 3 (Vallejo & Zambrano, 2009) se obtiene, M_c . Adicionalmente se agrega T_1 , que representa el torque producido por la pronosupinación.

$$M_c = 0,85\text{Nm}$$

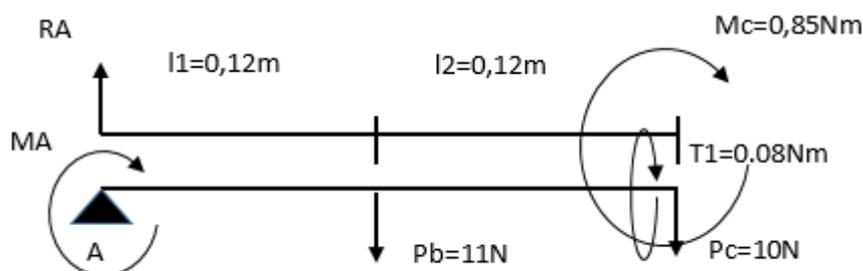


Figura 4.4 Diagrama de cuerpo libre 2.

Se aplica la Ecuación 4 (Budynas & Keintt, 2008), para determinar el momento en A, el cual permite conocer el torque necesario que debe tener el motor para realizar los movimientos en la articulación del codo. Figura 4.4.

Ecuación 4 Sumatoria de momentos.

$$\curvearrowright \sum M = 0$$

$$MA = MPb + MPc + Mc$$

$$MA = -1,32Nm - 2,4Nm - 0,85Nm$$

$$MA = -4.57Nm$$

Ecuación 5 Sumatoria de fuerzas.

$$+ \uparrow \sum F = 0$$

$$RA = Pb + Pc$$

$$RA = 21N$$

Realizados los respectivos cálculos se determinó que el motor debe tener un momento mínimo de 4,57Nm.

Se escoge un motor DC, figura 4.5 con caja reductora usado en los destornilladores, por su alto torque $T=3Nm$ y una velocidad de 200 rpm para proceder a colocar el sistema de transmisión. Ver anexo 4.



Figura 4.5 Motor DC con caja reductora.

4.6 CÁLCULO DEL ESPESOR PARA EL DISEÑO DE PROYECTO.

El proyecto tiene diferentes puntos de sujeción mediante pernos; el punto crítico a analizar es la unión del antebrazo con el codo, por tal motivo con ayuda de ecuaciones para el cálculo de juntas atornilladas se procede a diseñar las siguientes juntas.

4.6.1 DISEÑO DE LA JUNTA POR APLASTAMIENTO.

Antes de iniciar con el diseño de la junta se analiza el punto A', formado por el elemento A y elemento B, que se encuentran unidos por dos pernos separados 18 milímetros entre sí. Para realizar los cálculos, el elemento A no se mueve mientras el elemento B está bajo la acción del peso del antebrazo y el peso propuesto a levantarse figura 4.6.

Se identifica que la sujeción de los pernos se encuentra sometida a un par de fuerzas F. Obtenido F se calcula el espesor de la resina utilizando los criterios de juntas atornilladas.

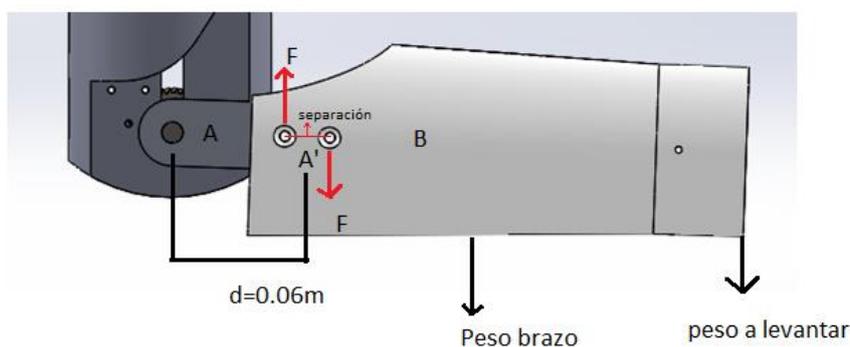


Figura 4.6 Modelo de articulación de codo

Se realiza un diagrama de cuerpo libre.



$$\sum M = 0$$

$$M = MPb + MPc + Mc$$

$$M = 0,66Nm + 1,8Nm + 0,85Nm$$

$$M = 3,31 Nm$$

$$F = \frac{M}{d3} = 368N$$

Luego se proceder a calcular el valor de los parámetros que faltan para el diseño de la junta, mencionados a continuación. Figura 4.7.

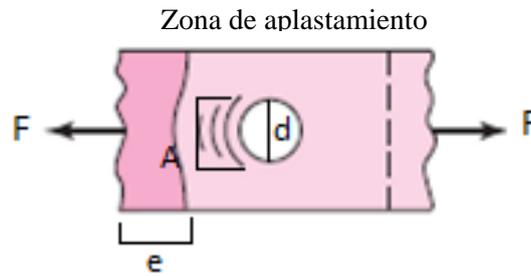


Figura 4.7 Junta por aplastamiento

Donde:

$P=$ Perímetro de la zona de aplastamiento.

$d=$ diámetro del perno a colocarse

$A=$ área de aplastamiento

$e=$ Espesor de la resina.

Para determinar P , se utiliza pernos de 5/32 in o 3,9 mm, entonces se tiene, que:

El perímetro de la zona de aplastamiento se determina según la Ecuación 6

Ecuación 6 Perímetro de aplastamiento.

$$P = \pi * \frac{d}{2}$$

Así,

$$P = \pi * \frac{3,9mm}{2} = 6,1mm$$

Por lo tanto el perímetro a considerarse para este diseño es de 6.1 mm, que nos servirá para determinar el área de aplastamiento que viene dado por la Ecuación 7 y conocer el espesor de la resina.

Ecuación 7 Área de aplastamiento.

$$A = P * e$$

Para determinar este espesor (e) es necesario determinar la resistencia a la compresión de la resina, a través de la ecuación 7 y ecuación 8, así.

Ecuación 8 Energía de distorsión.

$$\sigma = \frac{Sy}{fs}$$

Donde

$\sigma =$ Esfuerzo

$Sy =$ resistencia a la fluencia de la resina

$fs =$ factor de seguridad

Ecuación 9 Esfuerzo en perforaciones.

$$\frac{F}{nA} = \frac{Sy}{fs}$$

En la Ecuación 9 se sustituye el área y se despeja e1 y se obtiene un espesor de prueba que resista las cargas aplicadas, se aplica un factor de seguridad de 6 debido a que el material propuesto es frágil.

$$e1 = \frac{F * fs}{n * Sy * P}$$

Donde:

$F =$ fuerza de aplastamiento

$fs =$ factor de seguridad

$n =$ número de pernos a colocar

$Sy =$ resistencia a la fluencia de la resina

$P =$ Perímetro

$$e1 = \frac{368N * 6}{4 * 44MPa * 6,1mm}$$

$$e1 = 2,1mm$$

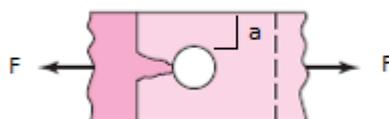
4.6.2 DISEÑO DE LA JUNTA POR ESFUERZO DE CORTE A RASGADURA.

Figura 4. 8 Junta por esfuerzo cortante a la rasgadura

En la figura 4.8 se indica el esfuerzo por rasgadura de la articulación. Con la ecuación 11 se calcula del espesor de la resina la diferencia con el cálculo por aplastamiento está en cálculo del área, aparece otro término $a=15\text{mm}$ el cual se lo realiza con la Ecuación 10.

Ecuación 10 Área de aplastamiento.

$$A = a * e2$$

Ecuación 11 Espesor por rasgadura.

$$e2 = \frac{F * fs}{n * Syt * a}$$

Donde:

$F=$ fuerza de aplastamiento

$fs=$ factor de seguridad

$n=$ número de pernos a colocarse

$Syt =$ resistencia a la fluencia de la resina en tracción

$a=$ distancia del borde de la junta hasta el perno

$$e2 = \frac{368N * 4}{4 * 44MPa * 15mm}$$

$$e2 = 0,83mm$$

4.6.3 DISEÑO DE LA JUNTA POR ESFUERZO FLECTOR.

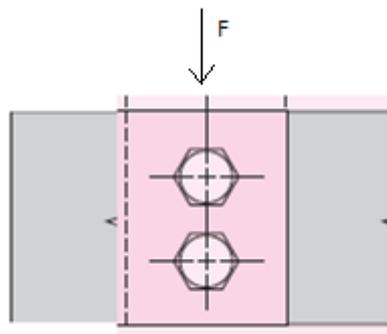


Figura 4. 9 Junta por esfuerzo flector

En la figura 4.9 se indica una junta sometida a esfuerzo flector. Se utiliza la Ecuación 11 para el cálculo del espesor de la resina ($e3$) cambiando el esfuerzo a la fluencia por tracción con el esfuerzo a la fluencia por cortante Sys .

$$e3 = \frac{F * fs}{n * Sys * a}$$

$$e3 = \frac{596N * 4}{4 * 0,577 * 34MPa * 15mm}$$

$$e3 = 1,45mm$$

Realizada las operaciones de acuerdo a cada criterio de cálculo de espesores para juntas con pernos, se realiza una comparación, se escoge el espesor de mayor valor, en este caso se selecciona $e1 = 2.1mm$. Para efectos de diseño y facilidad de fabricación se establece el espesor a 3mm.

$$e1 > e2 > e3$$

4.7 DISEÑO DEL SISTEMA DE TRANSMISIÓN.

Para obtener el torque necesario en la articulación se utilizara un sistema de trasmisión se eligió el mecanismo tornillo sin fin y engranaje, por la propiedad de auto bloqueo la cual evita el movimiento en retroceso, es decir el movimiento se generara del tornillo sin fin hacia el engrane y no en viceversa. Además de la capacidad para manejar grandes razones de potencia en espacios reducidos. (Norton R. L., 2011)

4.7.1 SELECCIÓN DEL TORNILLO SIN FIN Y ENGRANE

Para el diseño del tornillo sin fin y engrane es necesario determinar fuerzas que intervienen en estos; los datos principales para proceder con los cálculos son:

El torque del motor que es de 3Nm, el espacio disponible es de 80mm, la velocidad de 10rpm es la que se desea que tenga la articulación de codo y el diámetro de tornillo sin fin es 7mm. Figura 4.10.

El tornillo sin fin tiene un ángulo de hélice $\psi = 14.5$ grados y un ángulo de presión de $\theta = 20$ grados.

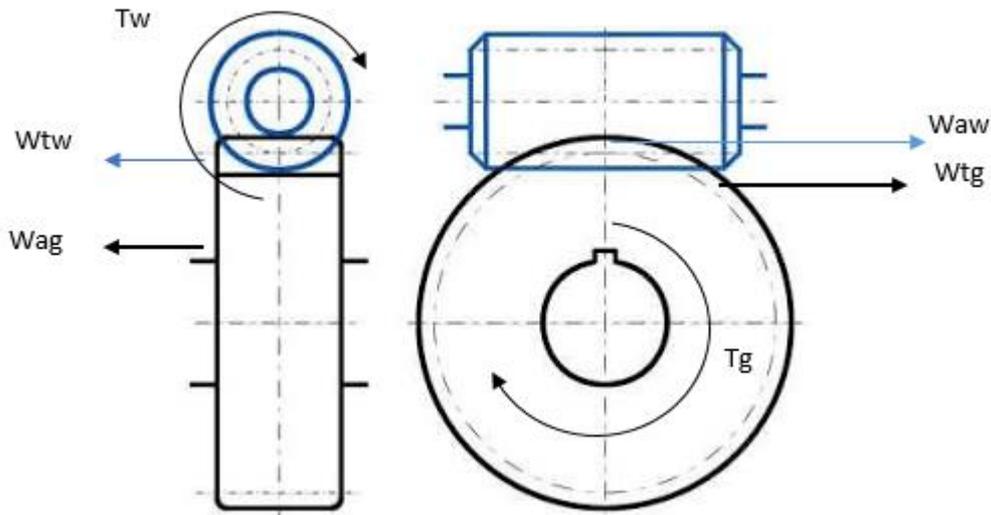


Figura 4. 10 Tornillo sin fin y engranaje fuerzas

Se aplica la ecuación 12 (Norton R. L., 2011) para determinar el valor de la fuerza tangencial producida por el tornillo.

Ecuación 12 Fuerza tangencial en tornillo sin fin.

$$W_{ag} = W_{tw} = \frac{2T}{d}$$

Donde:

- $W_t =$ Fuerza tangencial
- $T =$ Torque que entrega el motor
- $d =$ Diámetro del tornillo sin fin

$$W_{tw} = 857N$$

Con la Ecuación 13 se calcula la fuerza axial que ejerce el tornillo sin fin.

Ecuación 13 Fuerza axial.

$$w_{a_w} = W_{tw} * \tan \psi$$

Donde:

- $w_{a_w} =$ Fuerza axial del tornillo sin fin
- $W_t =$ Fuerza tangencial

$\psi =$ Angulo de hélice

$$wa_w = 228.5N$$

Se despeja dg de la Ecuación 14 (Norton R. L., 2011), y reemplazando la fuerza axial anteriormente calculada, se obtiene el diámetro mínimo de la cara del engranaje. El torque $Tg = 4.57Nm$ es el que se obtuvo en el cálculo del dimensionamiento del actuador.

Ecuación 14 Fuerza tangencia engrane.

$$wtg = waw = \frac{2Tg}{dg}$$

Donde:

$wtg =$ fuerza tangencial del engrane

$waw =$ fuerza axial del tornillo sin fin

$Tg =$ torque generado por el engrane

$dg =$ diámetro del engrane

$$dg = 0,04m$$

4.7.2 NÚMERO DE DIENTES DEL ENGRANE.

Este cálculo permite determinar el número de dientes que debe tener el engrane para garantizar la velocidad de 10rpm.

Para el cálculo del número de dientes del engrane utilizamos la Ecuación 15. (Nieto, López, & Galvis, 1985)

Ecuación 15 velocidad de engrane.

$$Ng = \frac{Nw * a}{zg}$$

Donde:

$Ng =$ velocidad del engrane

$Nw =$ velocidad del tornillo sin fin

a = número de inicios del tornillo sin fin

Zg = número de dientes del engranaje

Así:

$$zg = \frac{Nw * a}{Ng}$$

$$zg = \frac{200(2)}{10}$$

$$zg = 40$$

Realizado los cálculos necesarios se toma como referencia el catálogo de HPC Gears, para verificar la existencia de los engranes en tiendas comerciales. Figura 4.11.



Figura 4.11 Tornillo sin fin y engranaje

Fuente: (Gears, 2015)

4.8 DISEÑO DEL EJE DE TRANSMISIÓN DE LA ARTICULACIÓN DE CODO.

Los parámetros necesarios para el diseño de este eje son el torque que va a transmitirse para mover la articulación del codo, y las fuerzas presentes por el uso de un engranaje helicoidal, debido a la geometría del tornillo sin fin. El torque a transmitirse es de 4,57Nm previamente calculado en el dimensionamiento del motor. En la figura 4.12 se indica el modelo de eje.

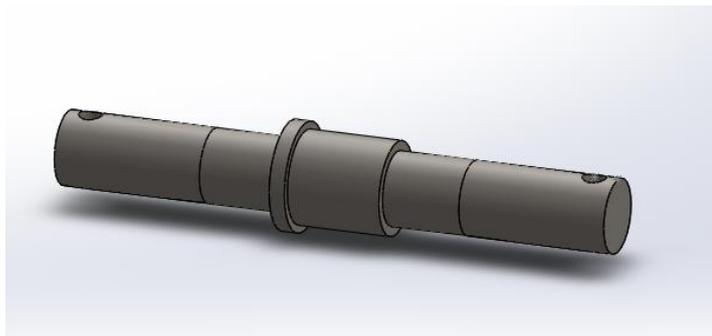


Figura 4.12 Modelo del eje de transmisión de codo

En los puntos A y E del eje se encuentran localizadas las barras que van a soportar el antebrazo, en estos lugares sale toda la potencia ingresada por el engranaje central. En los puntos B y D se localizan los rodamientos para la sujeción del eje. El punto C es en lugar en donde se encuentra el engranaje central, encargado de transmitir toda la potencia desde el motor. Figura 4.13.

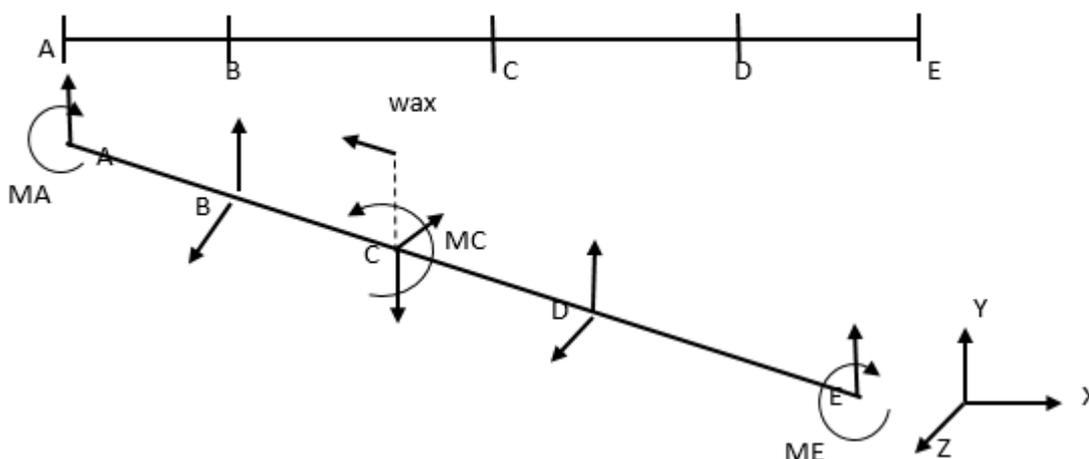


Figura 4.13 Diagrama de cuerpo libre eje

Se realiza el análisis en los diferentes puntos críticos, para en lo posterior realizar el cálculo de los diámetros respectivos

Análisis en el Punto C.

Este engranaje tiene los siguientes datos: ángulo de presión $\phi = 20$ grados, ángulo de avance $\lambda = 9.65$ grados, $M = 4,57 \text{ Nm}$, radio del engrane $r = 0.02 \text{ m}$ y $\mu = 0.12$.

$$M_c = F_c * r$$

$$F_c = 228,5 \text{ N}$$

$$wt = 228,5 N$$

Ecuación 16 Componente radial de la corona.

$$W_{RG} = Wt \frac{\sin \phi}{\cos \phi \cos \lambda - \mu \sin \lambda}$$

$$wr = 86.23N$$

Ecuación 17 Componente axial de la corona.

$$W_{xG} = Wt \frac{\cos \phi \sin \lambda + \mu \cos \lambda}{\cos \phi \cos \lambda - \mu \sin \lambda}$$

$$wax = 69.54 N$$

$$M1 = 1.4Nm$$

Utilizando las ecuaciones 16 y 17(Mott, 2006) se determina el valor de las componentes radial y axial del mecanismo tornillo sin fin y corona. Además con el valor de la fuerza axial y el radio se calcula el valor de M1, utilizado para en lo posterior diseñar el eje.

Análisis en el punto A y E plano xy.

La fuerza en los puntos A, E es igual a reacción en Ra obtenida previamente con la Ecuación 5 dividido entre dos, debido a que se tiene dos puntos de apoyo por donde saldrá la potencia entregada por el engranaje central.

$$RA = 21N$$

$$F_{Ay} = 10,5N$$

$$F_{Ey} = 10,5N$$

Donde:

$F_{Ay}(P1) =$ Fuerza en el extremo A del eje

$F_{Ey}(P3) =$ Fuerza en el extremo E

$R_A =$ Reacción en punto A

$W_R(P2) =$ Componente radial

$R_B =$ Reacción en punto B

$M1 =$ Momento de flexión por carga axial

Determinado el valor de las fuerzas en A y E se calcula las reacciones en los rodamientos, (puntos B y C). En la figura 4.14 se indica los diagramas de corte y flector que en lo posterior se utilizará para determinar el diámetro del eje.

$$\sum f_y = 0$$

$$P_1 + R_A - P_2 + f_{By} + P_3 = 0$$

$$R_A = 132.6 \text{ N}$$

$$R_B = 67.4 \text{ N}$$

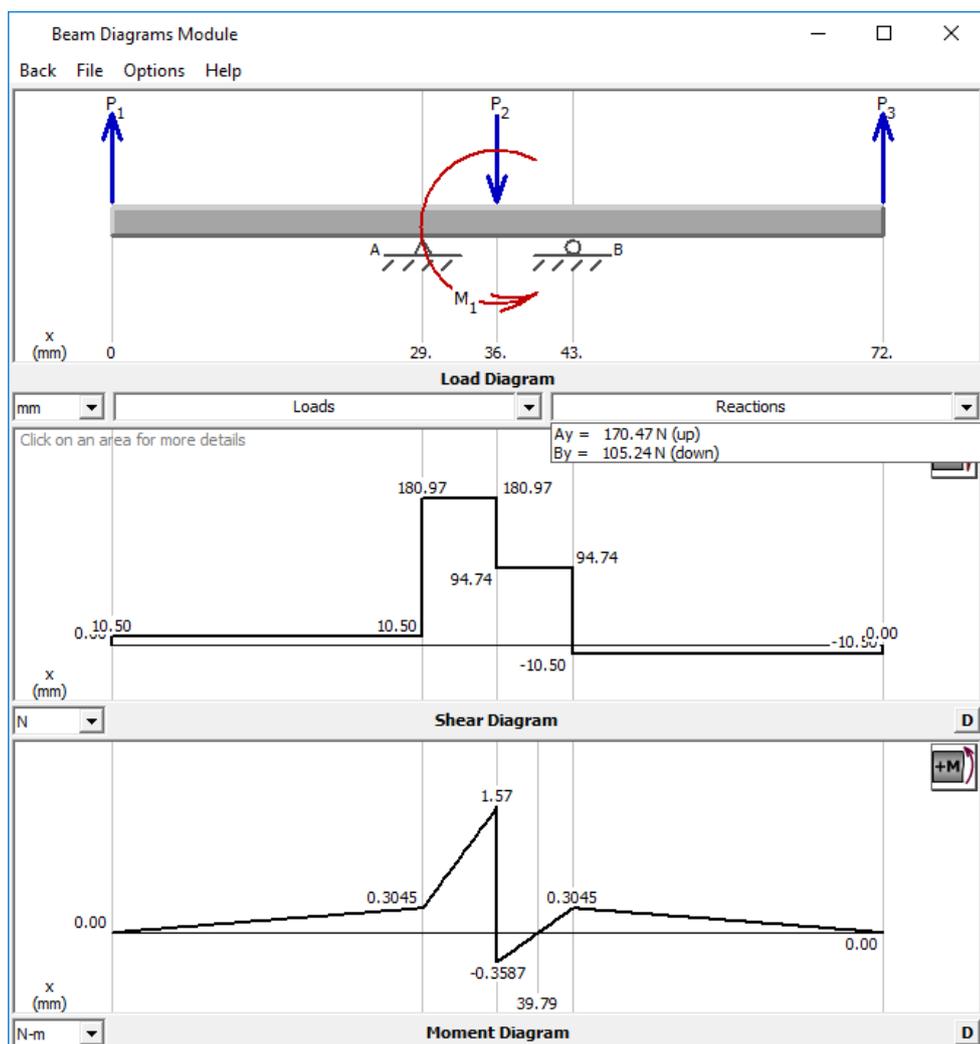


Figura 4.14 Diagrama de carga de corte y momento flector

Análisis en el plano xz.

Las fuerzas que actúan sobre el eje son las reacciones tangenciales en los rodamientos que es resultado de la fuerza tangencial generada en el engranaje helicoidal. En la Figura 4.15 se indica los diagramas de cortante y flector.

Se realiza el cálculo en el puntos B y D para realizar el cálculo de los diámetros en los rodamientos

$$\sum f_z = 0$$

$$2f_{Bz} = W_t$$

$$R_{Bz} = R_{Dz} = 114,25\text{N}$$

Donde:

R_{Bz} = Reacción punto B

R_{Dz} = Reacción punto D

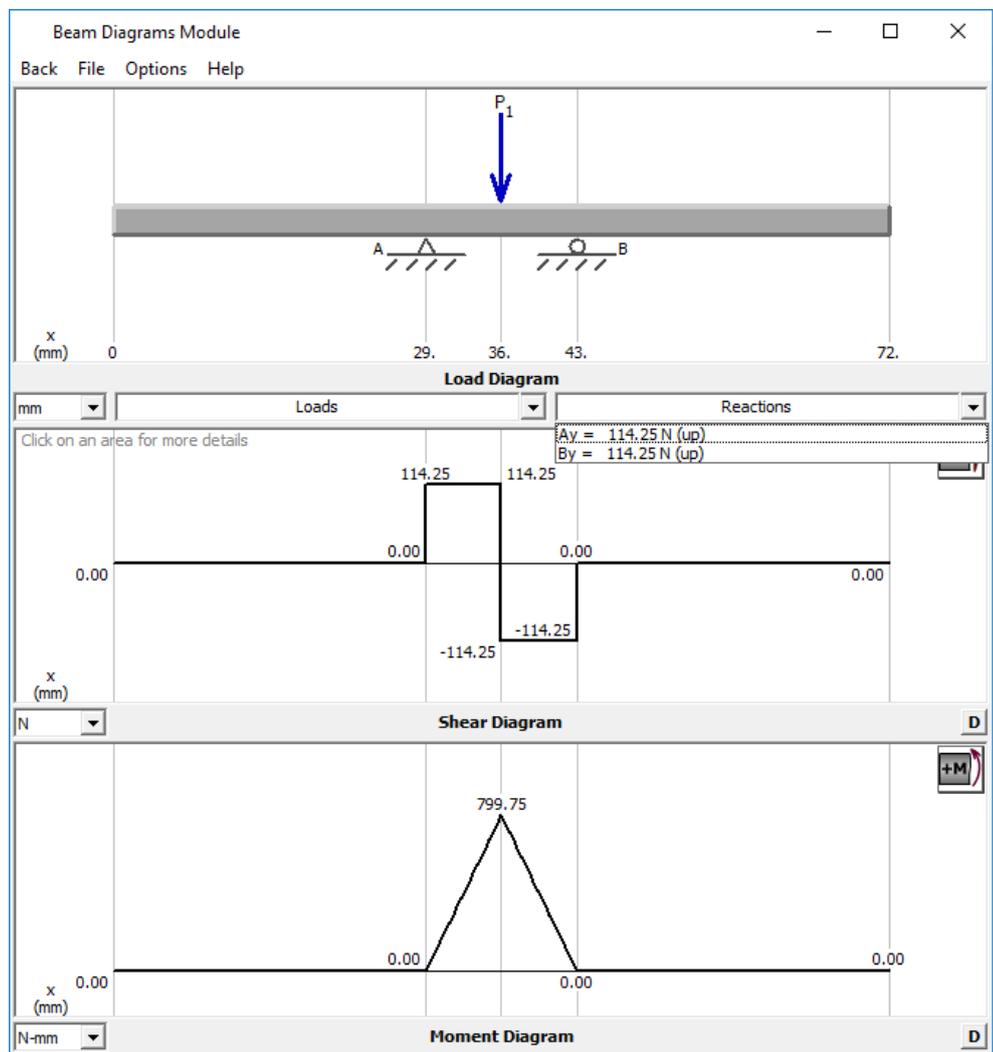


Figura 4. 15 Diagrama de carga de corte y momento flector

Para calcular los diámetros necesarios del eje se toma en consideración los siguientes parámetros:

- Material ASTM A 36 $S_u = 400MPa, S_y = 248MPa$ (Mott, 2006)
- Factor de seguridad de $N=3$. Sugerido en el libro de diseño de máquinas. (Mott, 2006)
- El valor de concentración de esfuerzos $kt = 3$, debido a que se va a realizar perforaciones transversales en el eje, para sujetar los diferentes elementos a colocarse. (Mott, 2006)

Con la Ecuación 18 se calcula la resistencia real a la fatiga del material a utilizarse en el proceso de diseño del eje de transmisión de potencia. Los factores que modifican la resistencia a la fatiga son tomados del libro de diseño de máquinas. (Mott, 2006)

Ecuación 18 Resistencia real a la fatiga.

$$S_n' = C_m * C_{st} * C_R * C_s * S_n$$

Donde:

$S_n' =$ resistencia real a la fatiga

$C_m =$ factor de material

$C_{st} =$ factor de tipo de esfuerzo

$C_R =$ factor de confiabilidad

$C_s =$ factor de tamaño

$S_n =$ resistencia a la fatiga

Así:

$$S_n' = 1 * 1 * 0.80 * 0.81 * 200MPa$$

$$S_n' = 129,6MPa$$

Se utiliza la Ecuación 19 y los datos obtenidos en las figuras 4.14 y 4.15 para determinar los diámetros en las diferentes secciones del eje. Principalmente en el punto B, D y C debido en estos puntos se colocan los rodamientos y el engranaje, respectivamente. El momento flector $M_B=0.304Nm$ y $M_C=1.76Nm$.

Ecuación 19 Cálculo de diámetro.

$$d = 3 \sqrt{\frac{32n}{\pi} \sqrt{\left(\frac{ktM}{S_n'}\right)^2 + \frac{3}{4} * \left(\frac{T}{S_y}\right)^2}}$$

Donde

d = diámetro a calcular

n = factor de seguridad

kt = concentracion de esfuerzo

M = mometo flector

Sn' = resistencia a la fatiga real

T = torsión

Sy = límite de fluencia

Así:

$$d_B = d_D = 0.007m$$

$$dc = 0.01m$$

El puntos A y E se colocara pernos Allen de 4mm de diámetro, debido a que es el perno de menor diámetro existente en el mercado, ver anexo 7. Éstos serán los encargados de sujetar las barras de soporte del antebrazo.

Los rodamientos son seleccionados del catálogo de NSK, para reducir el espacio se elige rodamientos de agujas, figura 4.16. En el mercado no está disponible un rodamiento del diámetro calculado, el más cercano es de 0,01m por lo tanto para conservar la proporción de geometría se incrementa 0.002m, dando como resultado los diámetros mostrados a continuación. El rodamiento que cumple con los requisitos es el RNA4900, ver anexo 5.

$$d_B = d_D = 0.009m$$

$$dc = 0.012m$$



Figura 4.16 Rodamiento de Agujas

Fuente: (NSK, 2015)

4.9 DISEÑO DE LA ESTRUCTURA DE LA ARTICULACIÓN.

La se diseña tomando en cuenta la medida antropométrica del cuerpo. Se utiliza un software CAD para realizar un modelo virtual de la articulación y para determinar si el modelo realizado es capaz de soportar las cargas propuestas.

4.9.1 CONDICIONES DE FRONTERA.

El modelo cuenta con una sucesión de unión rígida en la parte superior, la cual simula que la articulación está sujeta a la persona por medio de un acople, el cual no se va a diseñar por no ser objetivo de esta investigación, se identifica con flechas de color verde.

Las flechas de color morado representan las diferentes fuerzas q las que se encuentra sometido el modelo, las cuales son:

Una fuerza localizada en el soporte del motor DC la cual representa el peso del motor, una torsión en el eje de transición que representa el momento generado debido a la acción del peso del antebrazo y el peso propuesto a levantar, finalmente se observa el peso del antebrazo y el peso a levantar respectivamente. Figura 4.17.

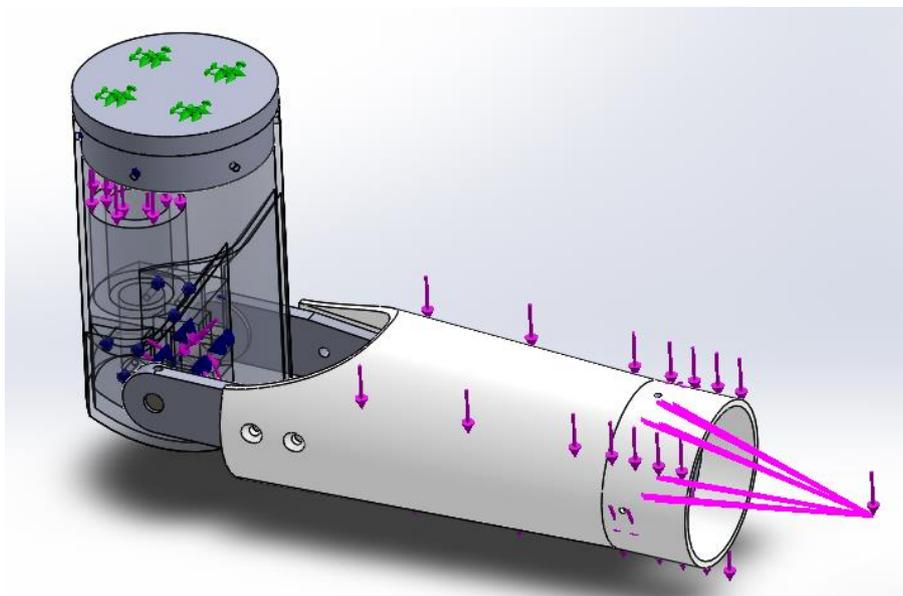


Figura 4.17 Condiciones de frontera

Establecidos las condiciones de frontera se procede a realizar el análisis de elementos finitos del modelo, el análisis de convergencia y con estos resultados determinar el esfuerzo máximo, el desplazamiento y el factor de seguridad.

4.9.2 ANÁLISIS DE CONVERGENCIA TENSIÓN DE VON MISES

Se realizan diferentes análisis al modelo, variando el número de elementos con la finalidad de identificar los valores con que el modelo, posee el menor error respecto a la variación del esfuerzo.

Tabla 4. 2 Porcentaje de error entre esfuerzos

N elementos	Esfuerzo [MPa]	Error [%]
13732	30,9	
14702	36,1	14,4
15878	36,4	0,82
16867	35,9	1,39
18000	35,3	1,70
19719	35,6	0,84
22237	35,8	0,56
24014	35,6	0,56

Utilizando los datos de la Tabla 4.2 se realiza la gráfica de convergencia, figura 4.18, la cual indica que con 19719 elementos analizados y un esfuerzo de Von Mises de 35,6 MPa el modelo tiene en menor error porcentual de 0.56.

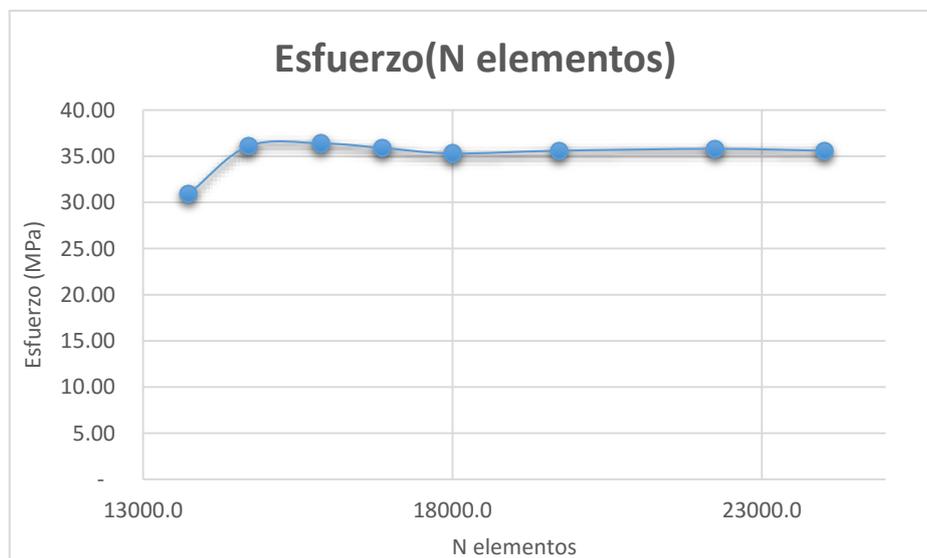


Figura 4.18 Análisis de convergencia

Realizado el análisis de convergencia es muy importante verificar que los esfuerzos generados en el modelo diseñado, sean inferiores al límite de fluencia del material elegido,

para validar los resultados. En la figura 4.19 se observa la distribución del esfuerzo en el modelo diseñado, el mayor esfuerzo es de 35.8 MPa.

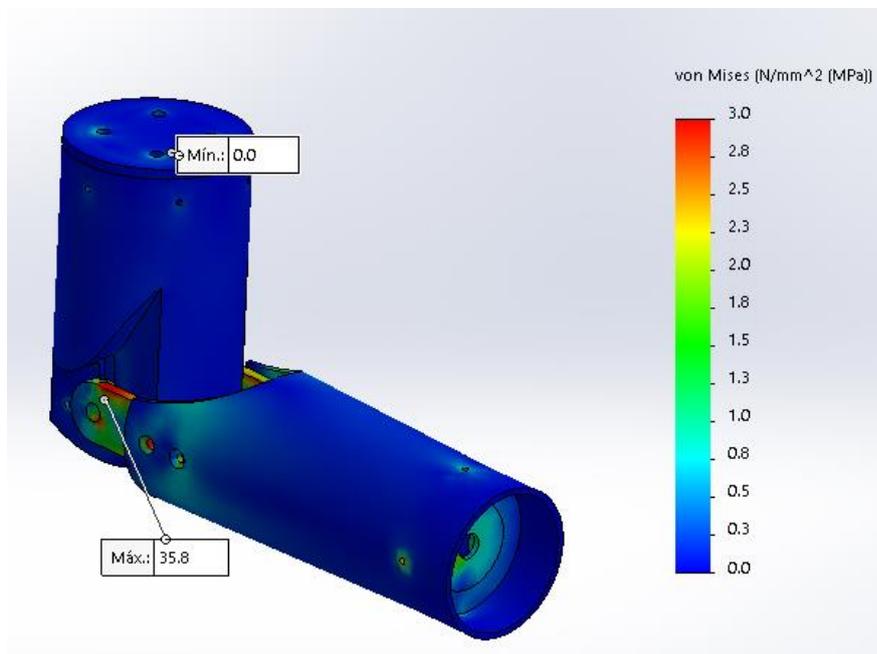


Figura 4.19 Esfuerzo de Von Mises

En figura 4.20 se observa que la articulación con un ángulo de 90° el máximo desplazamiento se encuentra localizado en la parte más alejada del modelo con un valor de 1.08mm, al no estar este desplazamiento localizado el mayor esfuerzo, no afectará en el correcto funcionamiento del diseño.

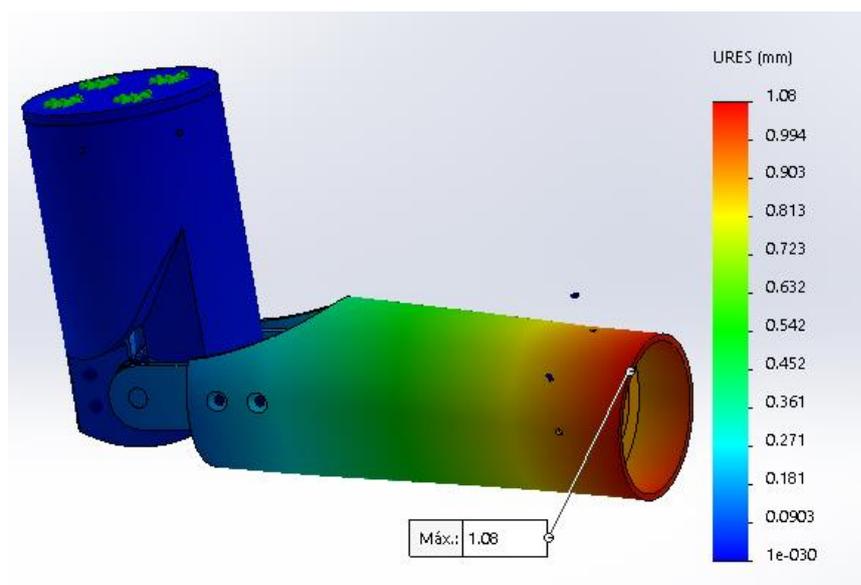


Figura 4.20 Desplazamientos

De la figura 4.21 se determina que el mínimo valor del factor de seguridad es de 5.75, localizado en la unión del antebrazo con las barras de soporte. De igual forma se sigue distribuyendo en lugar donde se localizan los pernos de soporte del servomotor y los pernos que sujetan el soporte del motor DC con el brazo. Los lugares donde el factor de seguridad es alto son el brazo y el lugar donde se colocará la mano.

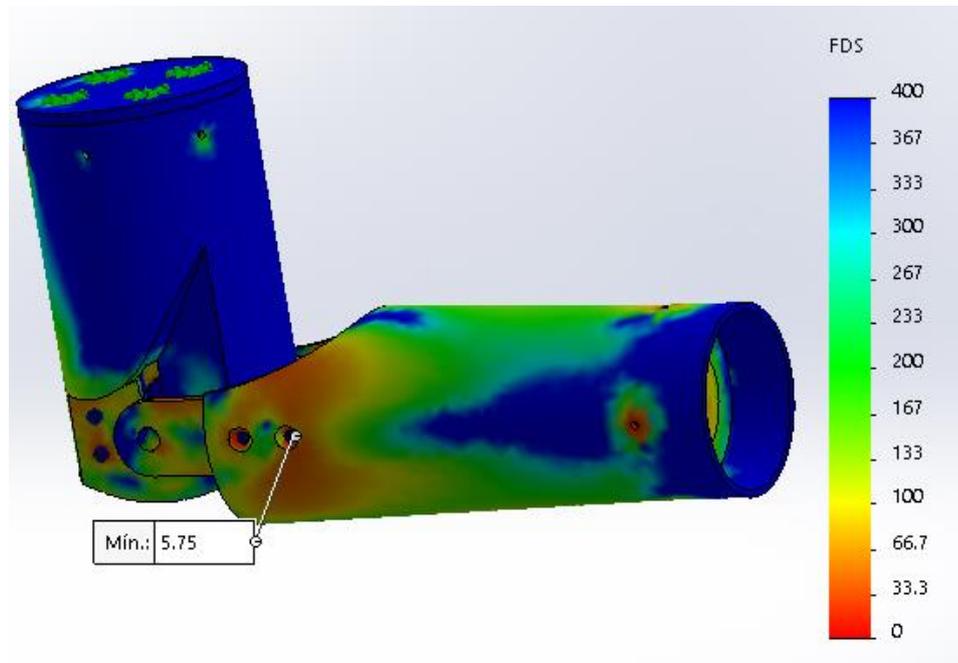


Figura 4.21 Factor de seguridad

4.10 DISEÑO DEL CONTROL.

Las prótesis mioeléctricas son controladas por medio de señales eléctricas generadas por la contracción de los músculos, como están en rangos de voltaje en el orden de micro-voltios es imposible utilizarlas de manera directa en un controlador, esto hace necesario implementar una etapa de amplificación para llevarlas a niveles lógicos de voltaje.

En este proyecto no contempla la adquisición de estas señales, por tal motivo serán simuladas con señales eléctricas comprendidas en un rango de voltaje de 0 a 5v.

Luego de la investigación desarrollada se determinó que la articulación tiene los siguientes movimientos: la flexión-extensión y la pronosupinación. Para reproducir cada movimiento se plantea el uso de una señal de control independiente para cada uno.

Como se utiliza diferentes tipos de actuadores el control es diferente, por tal motivo se divide en dos, el control para el servomotor presente en la muñeca y el control para el motor DC en el codo.

4.10.1 CONTROL SERVOMOTOR.

Diagrama de bloques.

En la figura se indica el diagrama de bloques utilizada para realizar el control de posición de la muñeca. Se utiliza un sistema de control en lazo abierto debido a que el servomotor cuenta con un controlador integrado y solamente es necesario enviar la posición de referencia deseada.

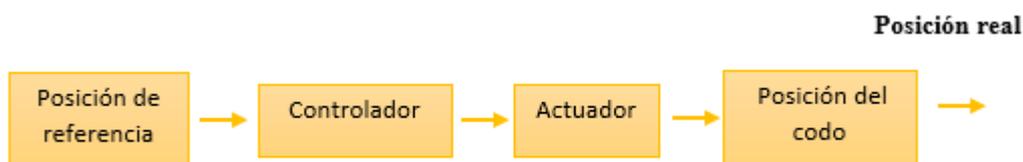


Figura 4. 22 Diagrama de bloques servomotor

El servomotor es un actuador que funciona en un rango de 0° a 180° mediante el tren de pulsos, el cual corresponde al desplazamiento que se desee realizar. Este tren de pulsos en conocido como PWM (modulación por ancho de pulso), el cual consiste en mantener el nivel de señal un determinado tiempo, conservando un período. Figura 4.22.

Cada servomotor tiene márgenes específicos de operación, servomotor que se utiliza tiene comprendidos entre 1ms y 2 ms, los que corresponden a 0 y 180 grados respectivamente, con un periodo de 20ms, figura 4.23

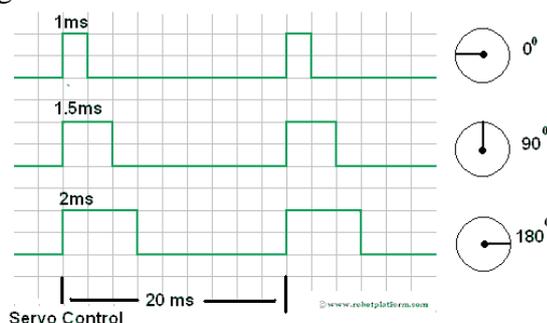


Figura 4. 23 Control servomotor

Fuente: (Robot Platform, 2015)

4.10.2 CONTROL DEL MOTOR DC.

Un motor dc es un actuador formado por un circuito eléctrico y un sistema mecánico de rotación, cuya finalidad es proporcionar torque a una carga. Su funcionamiento depende de nivel de voltaje que se esté suministrando sin sobrepasar los niveles recomendados por el fabricante. (Hernández Gaviño, 2010)

Para controlar el motor DC es necesario detectar la posición en que se encuentra, se coloca un potenciómetro en el eje de transmisión de potencia para que cumpla con este fin. Además si se desea controlar el sentido de giro y velocidad es necesario colocar una etapa de potencia, que utilizando señales lógicas de voltaje a baja corriente realice funciones antes mencionadas, para esto se utiliza un puente H.

4.10.2.1 POTENCIÓMETRO.

Para obtener los ángulos en la articulación se utiliza un potenciómetro para determinar la posición y no exceder los límites permitidos por el modelo diseñado, además permite evitar daños estructurales y de los sistemas de actuación.

Un potenciómetro es un transductor electromecánico eléctrico resistivo encargado de transformar energía mecánica en energía eléctrica. La entrada del dispositivo es un desplazamiento mecánico y como respuesta se obtiene una diferencia de voltaje en uno de sus terminales, cuyo valor es proporcional al desplazamiento de la entrada puede ser de movimiento rotacional o transnacional. (Kuo, 1996)

Se utilizará el potenciómetro rotacional. El cual está formado por una pista de carbón sujeta a una base rígida. La pista de carbón tiene en sus extremos contactos para realizar conexiones y un cursor conectado a una pata intermedia, que se desliza por la pista, cambiando el valor de la resistencia.

En los extremos se coloca un voltaje constante, en la pata del medio conforme gira el cursor se obtiene una fracción de voltaje, que se interpreta como la posición en que se encuentra. (Hernández Gaviño, 2010). Figura 4.24

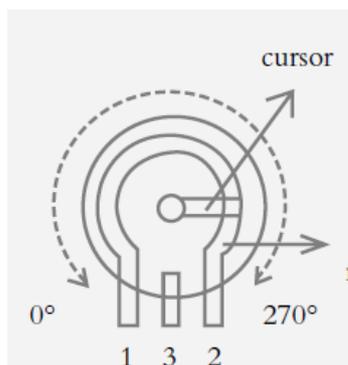


Figura 4.24 Potenciómetro rotacional

4.10.2.2 PUENTE H.

El puente H circuito electrónico muy usado, toma este nombre por la posición en la que se encuentran ubicados sus elementos activos (formando una H). Algunas de las aplicaciones son convertidores DC – AC, amplificadores, control de motores DC. Se utilizará en este proyecto para controlar el giro del motor eléctrico de la articulación de codo.

Un puente H se construye con interruptores los cuales pueden ser mecánicos o de estado sólido, localizados uno en cada rama lateral y en la parte central se encuentra las salidas para conectar el motor. Figura 4.25.

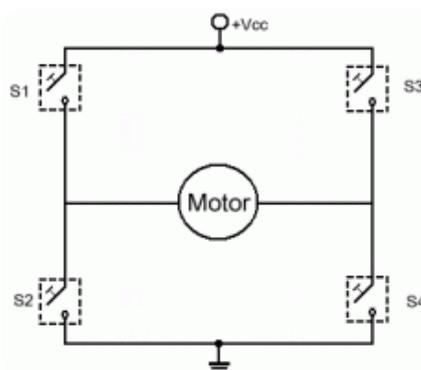


Figura 4.25 Esquema puente H

Los elementos activos que se puede utilizar en el puente H pueden ser: conmutadores electromecánicos transistores bipolares tiristores, mosfet etc. En todos los casos estos van a trabajar en conmutación. Estos circuitos necesitan señales de activación digitales.

Se utiliza un módulo de puente H de la marca wingxine modelo IBT-3 por su funcionamiento con un rango de voltaje de 5 a 15 voltios, alta potencia de disipación tamaño reducido y control independiente para cada sentido de giro, ver anexo 2. Figura 4.26.



Figura 4.26 Módulo puente H

4.10.3 DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL PARA LA ARTICULACIÓN DE CODO.

Diagrama de bloques.

Es la representación gráfica, ordenada, general del funcionamiento de un sistema a diseñar, definiendo las variables de entrada, salida y cada elemento que intervenga en el proceso. Figura 4.27.

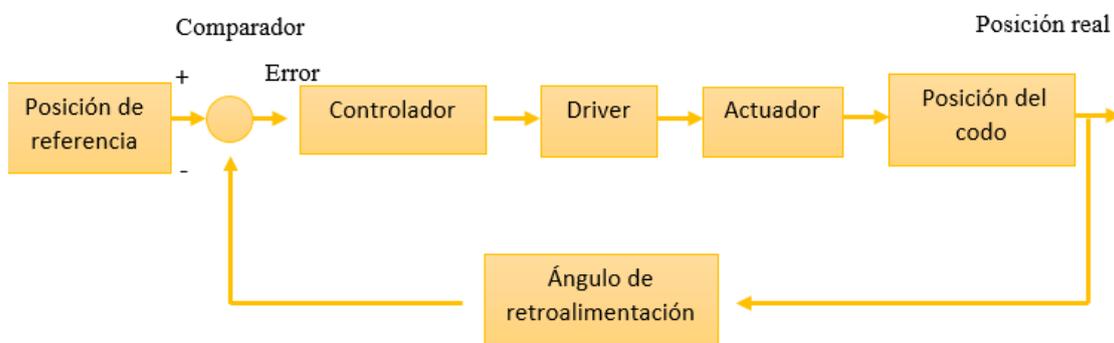


Figura 4.27 Diagrama de Bloques articulación de codo

Como se utilizará un potenciómetro para detectar el ángulo de retroalimentación del codo, es necesario realizar el análisis matemático que tiene. A continuación se realiza el análisis de las ecuaciones que rigen el potenciómetro y luego realizar el diseño del controlador.

Ecuación del potenciómetro.

Una forma de determinar la ecuación del potenciómetro es mediante la toma de datos experimentales. El proceso consiste en rotar la perilla del potenciómetro, medir el voltaje en

sus terminales y el ángulo girado, se tabula y grafica los datos. Los resultados obtenidos indican la caracterización de la curva del potenciómetro.

Tabla 4. 3 Datos experimentales del potenciómetro

Voltaje (V)	Ángulo (°)
0.07	5
0.38	28
0.63	47
0.95	71
1.23	92
1.46	109
1.48	110

Utilizando los datos de la tabla 4.3, se realiza la gráfica 4.28 con estos resultados se concluye que el potenciómetro tiene un comportamiento lineal.

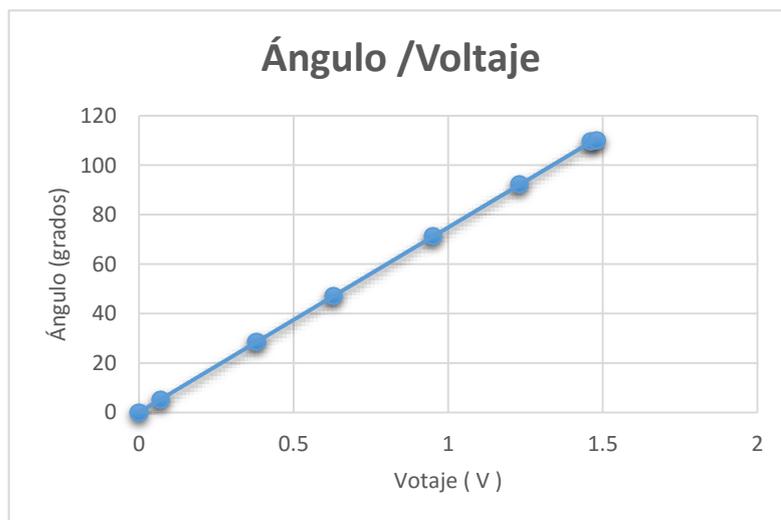


Figura 4 28 Curva de respuesta del potenciómetro

La señal de salida corresponde a una señal rampa con pendiente m de la siguiente forma.

Ecuación 20 Recta por el origen.

$$y = mx$$

Donde x es el voltaje de salida del potenciómetro y y la posición en grados.

Identificado las variables de entrada, se realiza el modelamiento matemático del fenómeno, basándose en la definición de función de transferencia se aplica una señal escalón al sistema y permite graficar la salida.

Aplicada la transformada de Laplace se obtiene la señal en el dominio (s)

$$y = \frac{m}{s^2}$$

La señal de entrada corresponde a una señal escalón, con amplitud igual voltaje en corriente directa así:

$$u(t) = v$$

$$U(s) = \frac{V}{s}$$

La función de transferencia del sistema es la siguiente.

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{m/s^2}{\frac{V}{s}}$$

$$G(s) = \frac{m}{V s}$$

Para obtener el modelo matemático real del sistema, se realiza la toma de diferentes posiciones de la articulación aplicando un voltaje variable al motor. En la figura 4.28 se indica el comportamiento de la articulación de codo.

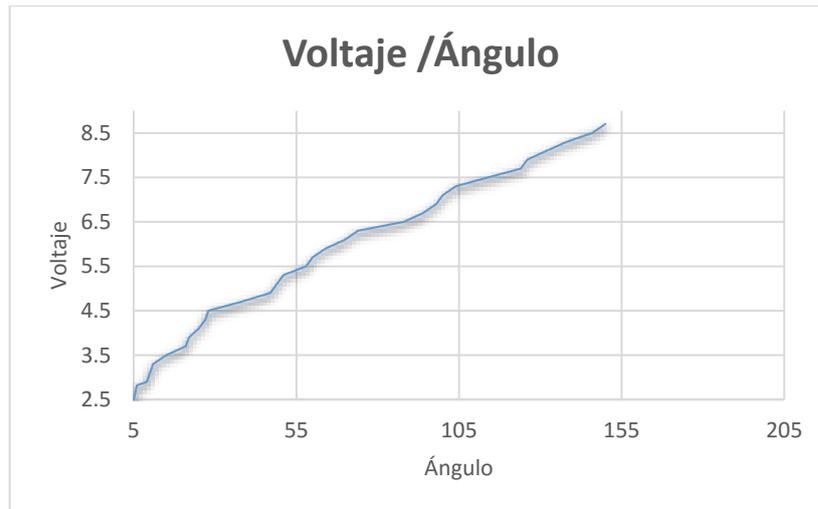
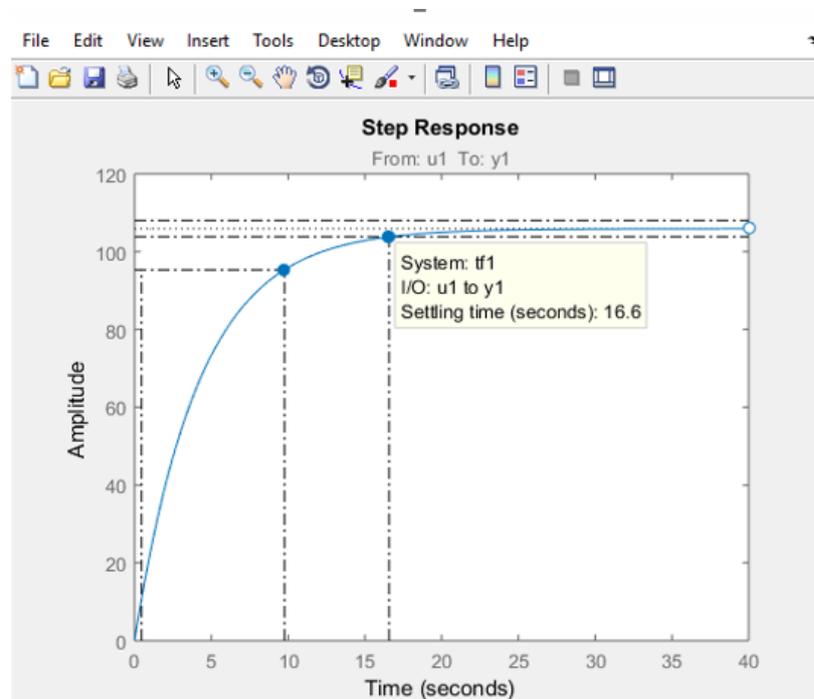


Figura 4 29 Curva característica del sistema

Los datos obtenidos para realizar la figura 4.29 se ingresa en Matlab y haciendo uso del toolbox Ident se obtiene el modelo matemático real de la articulación.

La función de transferencia procesados los datos es la siguiente:

$$G(s) = \frac{24.99}{s + 0.236}$$



Status:
 Estimated using TFEST on time domain data "motor1".
 Fit to estimation data: 94.03% (simulation focus) |

Figura 4 30 modelo real del sistema

En la figura 4.30 se observa la gráfica de la función de transferencia en lazo abierto con una estimación del 94.03%.

El modelo obtenido tiene un comportamiento lineal y no tiene ceros lo que representa un sistema de primer orden de la forma.

$$G(s) = \frac{K}{\tau s + 1}$$

Donde

$K = \text{ganancia en estado estable}$

$\tau = \text{constante del tiempo del sistema}$

Así:

$$G(s) = \frac{105.8}{4.16s + 1}$$

En la figura 4.31 se indica el sistema en lazo cerrado donde $G(s)$, representa la función de transferencia del conjunto motor – potenciómetro, $Y(s)$ es el voltaje del potenciómetro el cual es proporcional a la posición en que se encuentre, $R(s)$ corresponde a la señal de referencia, $H(s)$ es uno ya que el sensor es el potenciómetro y $E(s)$ es error existente entre la señal de referencia y el valor real de posición.

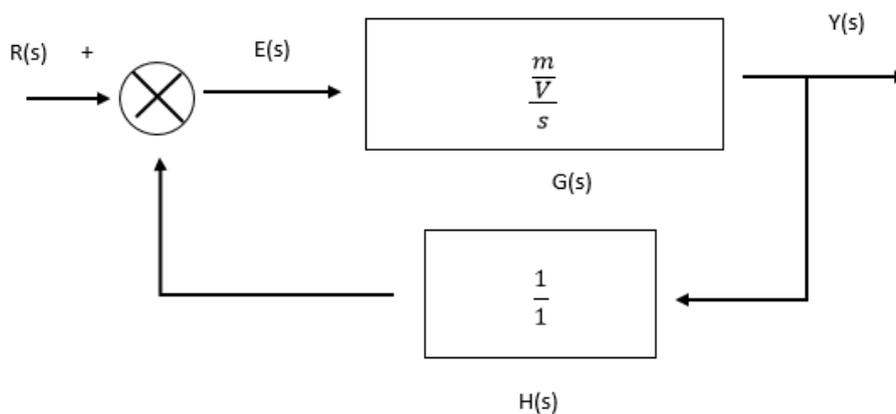


Figura 4.31 Diagrama de bloques sistema retroalimentado

La función de transferencia en lazo cerrado es la siguiente:

$$FDT = \frac{Y(s)}{R(s)} = \frac{\frac{m/V}{s}}{1 + \frac{m/V}{s}} = \frac{\frac{m}{V}}{s + \frac{m}{V}}$$

Al ser un sistema de tipo 1, indica que modelo matemático contiene un término integrador, entonces el error al aplicar una señal escalón será nulo, por lo que no es necesario aplicar la parte integral del controlador. Además por el lugar de las raíces se puede determinar que solo con un control proporcional se puede modificar la velocidad de respuesta del sistema, entonces la parte derivativa no es necesaria. Por lo tanto se implementará un control proporcional como indica la figura 4.32.

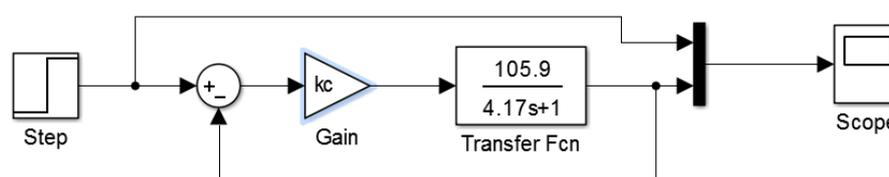


Figura 4. 32 Diagrama de bloques del sistema retroalimentado

Utilizando el diagrama de bloques de la figura 4.32 se determina el comportamiento de sistema ante diferentes ganancias del controlador (K_c). Se evalúa con $k_c = 1$ obteniendo un tiempo de establecimiento de 148ms de acuerdo a la figura 4.33.

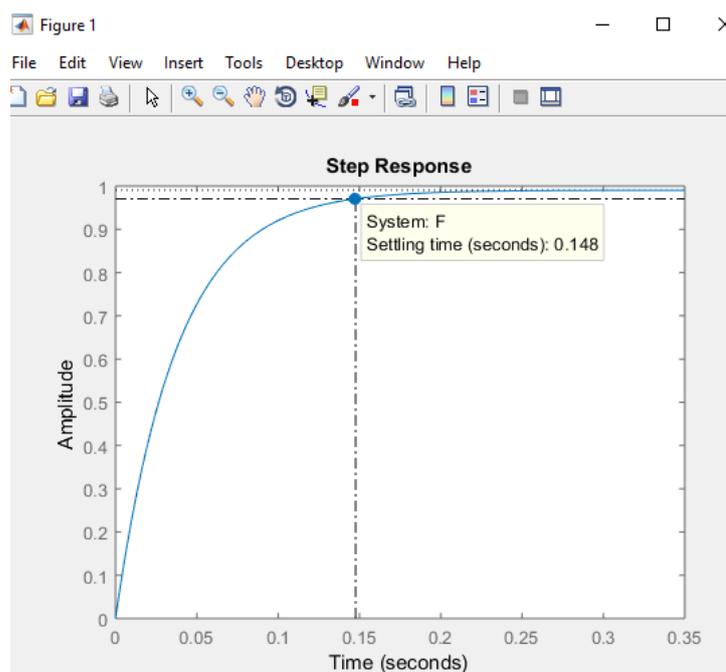


Figura 4 33 Respuesta escalón ganancia unitaria

Para verificar que el sistema con una ganancia proporcional disminuye el tiempo de establecimiento se evaluación con un $K_c=2$, logrando que el tiempo se reduzca de 148ms a 74ms y una amplitud de 0.995 indicado en la figura 4.34.

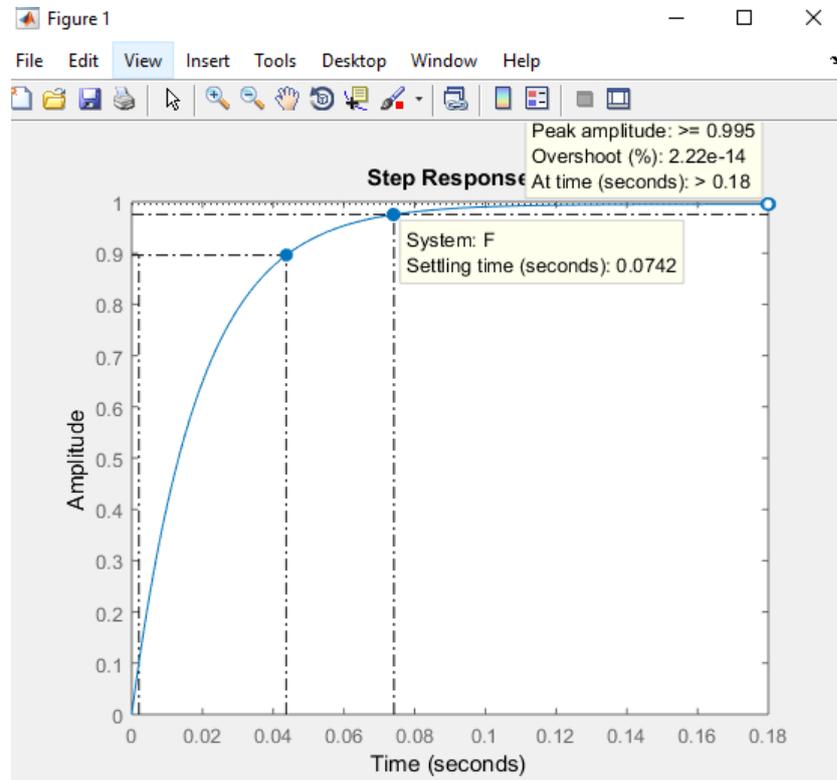


Figura 4.34 Respuesta ante una señal escalón

El error en estado estacionario

$$G(s) = \frac{24.99K_c}{s + 0.236}$$

$$K_p = \lim_{s \rightarrow 0} G(s)H(s)$$

$$K_p = \lim_{s \rightarrow 0} \left[\frac{49.98}{s + 0.236} \right] = 211.78$$

$$ess = \frac{A}{1 + k_p} = \frac{1}{1 + 211.78} = 0.0046$$

En un control proporcional la salida depende directamente del error, el cual es igual a la diferencia entre el señal de referencia o setpoint con el valor medido de las variables a controlar.

$$e = Sp - V_r$$

Donde:

$e = error$

$Sp = set\ point$

$V_r = valor\ medido$

Entonces:

$$Up = kc * e$$

Donde:

$Up = señal\ de\ control\ proporcional$

$Kc = ganacia\ proporcional$

$e = error\ proporcional$

Se sustituye el valor de $Kc = 2$, obtenido previamente.

$$Up = 2 * e$$

4.10.4 PROGRAMACIÓN

El micro controlador utilizado es un pic18f2550 de Microchip, pertenecer a la familia de alta gama, el cual posee un mayor número de recurso. Como un módulo conversor análogo digital (ADC), interrupciones externas, mayor capacidad de memoria, conexión de periféricos de entrada y salida. Además de la programación en lenguaje de alto nivel

El programa debe cumplir las siguientes condiciones:

Recibir las posición deseada realizar el proceso de control y posicionar a la articulación realizando los diferentes movimiento de pronosupinación y flexo-extensión.

Del microcontrolador se utiliza 4 entadas analógicas, para establecer el setpoint para el control del servomotor, motor dc, retroalimentación y para detectar el voltaje de las baterías.

Además de dos pines configurados como salidas digitales donde se conectar indicadores luminosos, el de color amarillo si esta encendido indica que el sistema esta funcionando, otro color rojo si esta encendido indica que el voltaje de la fuente de alimentación es insuficiente para que funcione la articulación.

Finamente se utiliza 3 salidas más que sirven para controlar la posición del servomotor en la muñeca y los otros dos controlan el sentido de giro del motor dc. El esquema eléctrico se encuentra en el anexo 8.

CAPÍTULO 5 IMPLEMENTACIÓN

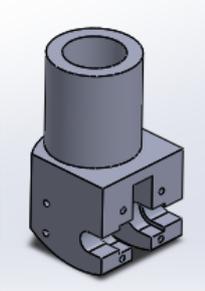
5.1 CONSTRUCCIÓN.

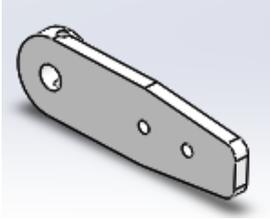
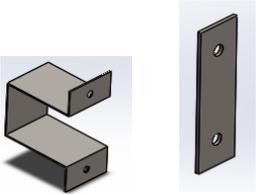
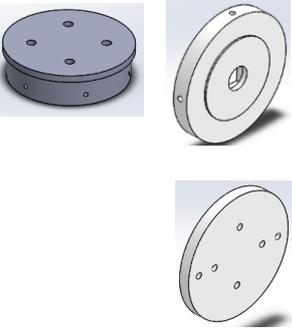
En la construcción de los distintos elementos que integran la articulación de codo es necesario utilizar maquinaria y herramientas adecuadas para la construcción óptima de cada parte.

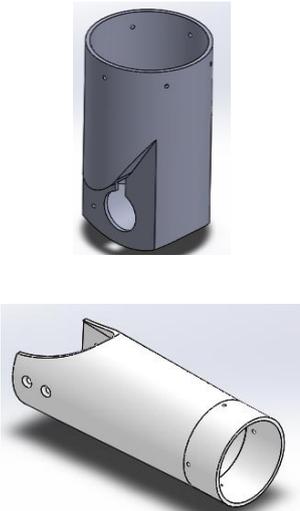
5.2 PROCESOS DE FABRICACIÓN.

En la tabla 5.1 se describe el proceso realizado para fabricar las diferentes partes a construir.

Tabla 5. 1 Proceso de fabricación de la articulación

ELEMENTO	PROCESO DE FABRICACIÓN
<p>Eje de transmisión</p> 	<p>Torneado.- Se realizó el torneado de eje de transmisión de potencia para el engrane del mecanismo de tornillo sin fin.</p> <p>Taladrado.- Se realizó el taladrado para colocar los pernos Allen que van a sujetar las barras que sostienen el antebrazo.</p>
<p>Soporte del mecanismo</p> 	<p>Trazado.- Se realizó el trazado en un bloque cilíndrico de nylon.</p> <p>Torneado.- Se realizó el torneado del bloque de nylon hasta lograr una forma cuadrada, para luego darle la forma que se realizó en el software de diseño.</p>

<p>Barras de soporte del antebrazo</p> 	<p>Trazado.- Se realiza el trazado del diseño un bloque de nylon</p> <p>Corte.- Se realizó el corte de las platinas acorde a las dimensiones especificadas en el diseño.</p> <p>Taladrado.- Se realizó las perforaciones con medias establecidas en el modelo.</p> <p>Roscado.- Se realizó el roscado en las perforaciones que lo necesitaban.</p>
<p>Platinas de soporte y sujetador de servomotor</p> 	<p>Trazado.- Se realiza el trazado del diseño en láminas metálicas.</p> <p>Corte.- Se realizó el corte de las platinas acorde a las dimensiones especificadas en el diseño.</p> <p>Taladrado.- Se realizó las perforaciones con medias establecidas en el modelo.</p>
<p>Soporte del servomotor, brazo y acoples</p> 	<p>Torneado.- Se realizó el torneado en un bloque cilíndrico de nylon acorde a las medidas establecidas en el modelo.</p> <p>Fresado.- Se realizó el frezado de las en una de las caras del soporte.</p> <p>Taladrado.- Se realizaron las perforaciones necesarias para lograr el modelo realizado.</p>

<p>Brazo y antebrazo</p> 	<p>Trazado.- Se realizó el trazado en madera de acuerdo a las medidas establecidas en los planos.</p> <p>Torneado.- Se realiza el torneado de la madera para obtener la geometría del modelo diseñado en el software; la cual servirá de molde para fabricar los elementos.</p> <p>Mezclado.- Se realiza el mezclado de la resina para colocarlo sobre en el molde y obtener la figura deseada.</p> <p>Lijado.- Se lijaron los elementos hasta lograr las medidas y geometría indicada en el modelo.</p> <p>Taladrado.- Se realizan las perforaciones necesaria para sujetar a los respectivos soportes</p> <p>Pintado.- Se pintan los elementos para proteger el material y darne una forma más estética.</p>
---	--

5.3 MONTAJE.

Terminado con la fabricación de los elementos a utilizar en la articulación del codo, se realiza el montaje. En la figura 5.1 se observa la vista explosionada de todos los elementos que integran la articulación del codo.

El orden de ensamblaje se lo realiza de acuerdo al siguiente orden:

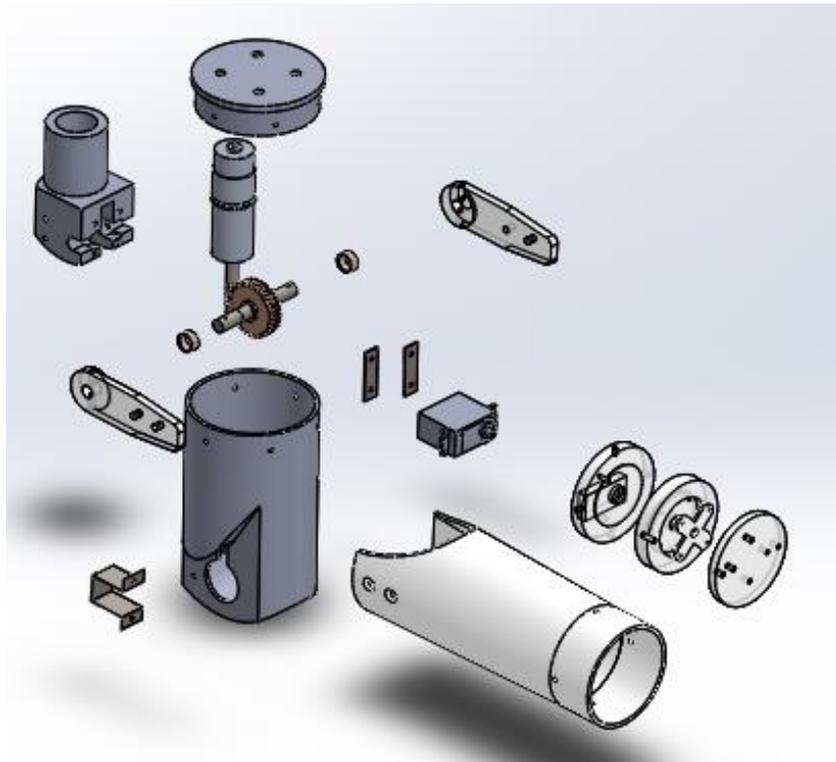


Figura 5. 1 Vista explosionada del modelo

1. Montaje de actuador en el soporte de transmisión.
2. Montaje del engrane del mecanismo tornillo sin fin en el eje
3. Colocación de los rodamientos de agujas en el eje y montaje en el soporte.
4. Sujeción del soporte del tornillo sin fin al brazo.
5. Acoplar las barras al eje de transmisión
6. Sujetar el servomotor al soporte.
7. Colocar el soporte del servomotor en la parte interna del antebrazo.
8. Sujetar las barras con el antebrazo.
9. Instalar el sistema electrónico.
10. Colocar el soporte superior del brazo.

5.4 PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.

Para determinar el comportamiento real de la articulación se desarrolla un algoritmo de programación que consiste en adquirir el voltaje en el potenciómetro utilizado como sensor de posición, el cual según la posición en que se encuentre va a enviar un voltaje proporcional. Se utiliza una tarjeta de adquisición USB 6009 de National Instruments.

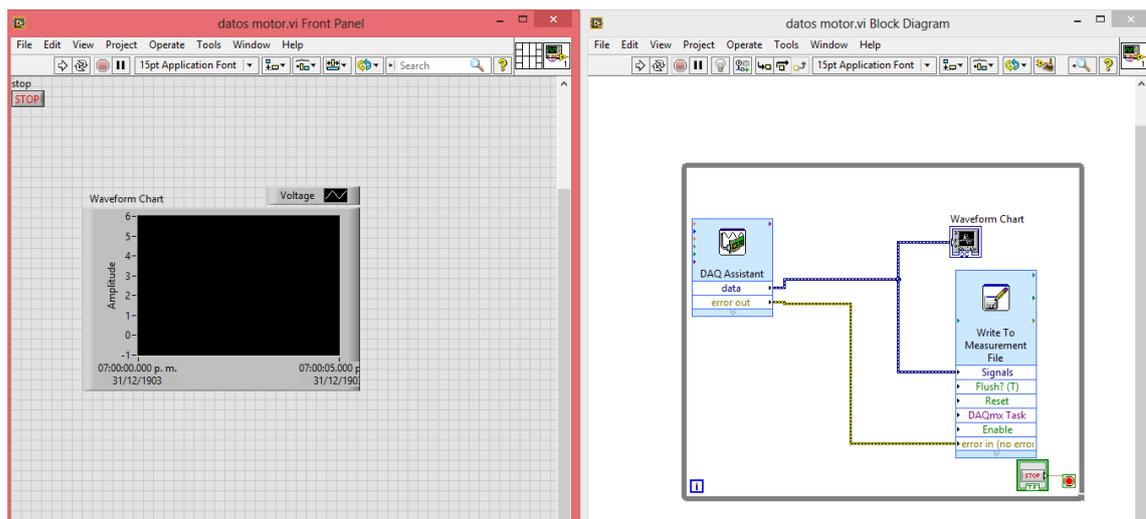


Figura 5. 2 Algoritmo de programación para adquisición de datos

En la figura 5.2 se indica la programación para la adquisición de los datos se utiliza la herramienta de asistente de DAQ en cual está configurado para recibir 100 muestras a una frecuencia de 100Hz, además la herramienta Write to Measurement file la cual guarda un archivo con los datos adquiridos, finalmente se utiliza un Waveform Chart para visualizar que se estén leyendo los datos.

Luego de la recopilación de datos se realiza el análisis para determinar si la articulación funciona de forma adecuada. En la figura 5.3 se muestra las gráficas de posición en función del tiempo de la articulación, cuando esta sin aplicarle una carga línea color azul y aplicando la carga color naranja.



Figura 5. 3 Comportamiento de la articulación de codo

Se concluye de la figura 5.3 que la articulación conserva las propiedades de funcionamiento a pesar de colocarle una carga, solamente existe una mínima variación en el instante que inicia su funcionamiento, esto se produce debido a que el actuador necesita superara la inercia generada al incrementar la masa de la caga propuesta a levantar.

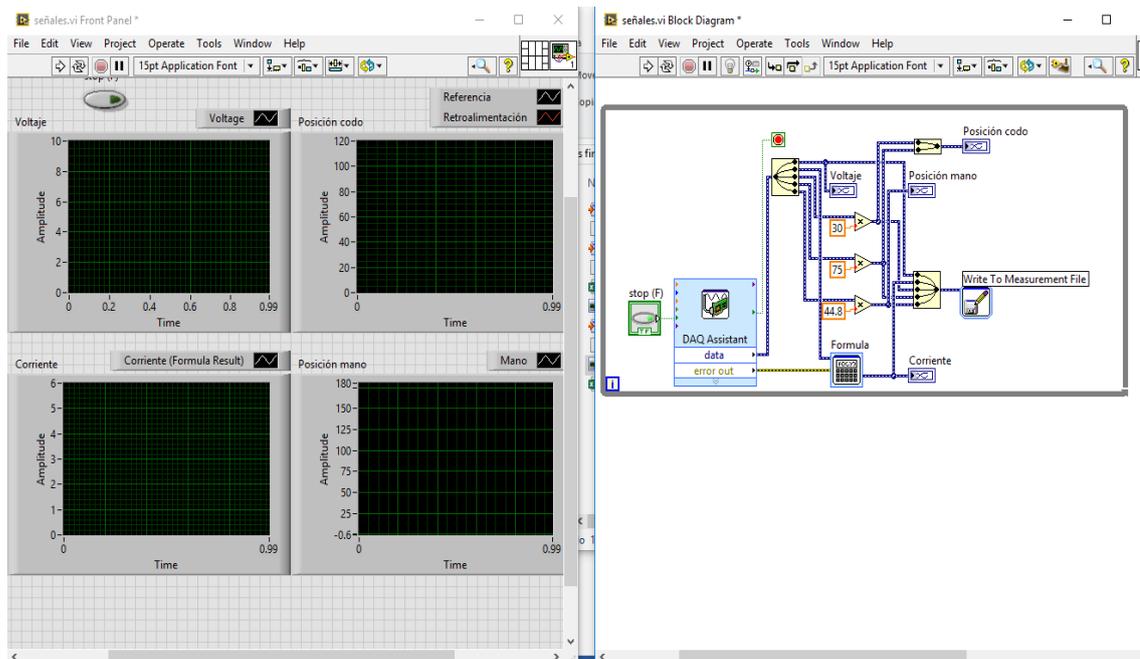


Figura 5.4 Algoritmo de programación de toma de datos de corriente y voltaje

Se realiza un algoritmo de programación en Labview, figura 5.4 para la adquisición de señales de voltaje y corriente de la articulación, sometida a diferentes masa comprendidas desde 0 hasta 500 gramos y cumpliendo un recorrido de 0 a 120 grados.

Los datos son guardaos en un archivo de Excel para luego ser procesados y analizar el comportamiento que tiene la articulación con relación al voltaje y corriente en función del tiempo mostradas en la figura 5.5 y figura5.6.

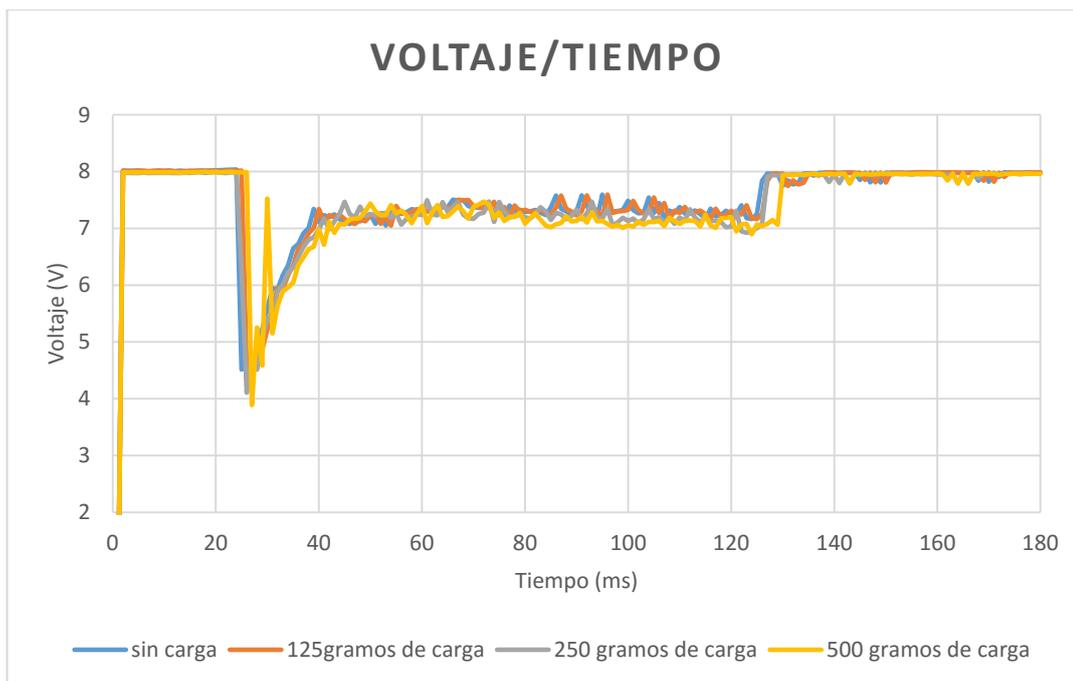


Figura 5. 5 Voltaje en función del tiempo

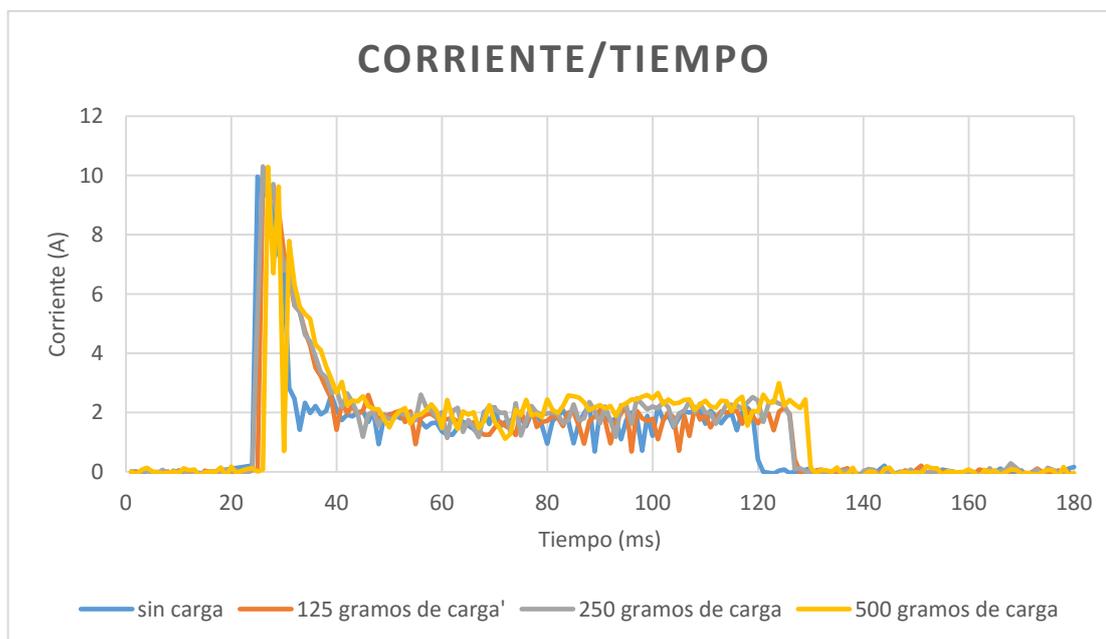


Figura 5. 6 Corriente en función del tiempo

En la figura 5.5 se observa que el voltaje al momento en que el sistema inicia su funcionamiento, la fuente sufre una caída de voltaje de 8 a 4 voltios provocados por el actuador para vencer la inercia para luego estabilizarse en 7.5 voltios cuando ya se encuentra en funcionamiento.

De igual forma en la figura 5.6 la corriente de arranque es alrededor de 4 veces la corriente nominal consumida por la articulación para luego estabilizarse entre 2.5 y 3 amperios.

Por último se toma diferentes datos del potenciómetro que representa el setpoint y se lo compara con los datos enviados por el potenciómetro, esta prueba de funcionamiento permite determinar el posible error existente entre la posición deseada y la real de la articulación. En la tabla 5.2 se observa el error promedio en 2.7 grados.

Tabla 5. 2 Porcentaje de error

Posición deseada (grados)	Posición real (grados)	Error (grados)
0	0	0
21	18	3
37	33	4
49	48	1
73	69	4
89	84	5
103	103	0
120	118	2
	Error promedio	2.7

CAPÍTULO 6

ANÁLISIS DE RESULTADOS

6.1 DISEÑO MECÁNICO.

El modelo de articulación de codo está de acuerdo a medidas antropométricas y cumple con las especificaciones planteadas en el proyecto de investigación. Puede ser optimizado, reduciendo el espesor del material en lugares donde el esfuerzo tiene un valor mínimo, la geometría también se puede mejorar disminuyendo los diámetros del modelo, los cuales deben ser personalizados dependiendo de cada persona debido a que existe gran diferencia por la presencia de masa muscular y tejidos adiposos.

La reducción de diámetro se puede realizar hasta 50x70mm, debido a que este espacio corresponde al ocupado por el sistema de transmisión, sin considerar el espesor de las paredes a diseñar.

Realizado el análisis de elementos finitos del diseño se obtuvo un factor mínimo de seguridad de 5.8 indicando que el modelo no fallará sometido a una carga de 1kg y un desplazamiento de 1mm en la parte exterior del antebrazo.

La utilización del mecanismo de tornillo sin fin y corona resulto la mejor alternativa, debido a que la propiedad de auto bloqueo, permite apagar la fuente de alimentación y conservar la posición.

6.2 MATERIALES.

El material utilizado cumple con todas las especificaciones del diseño, soportando las cargas propuestas con una deformación mínima. Sin embargo no es recomendable reducir el espesor del modelo significativamente, ya que como el material utilizado es frágil, tendría a fallar con facilidad. Además tiene baja resistencia a impactos, con golpes leves el modelo se puede agrietar.

Si se realizar un material compuesto con la resina agregando fibras ya sea naturales o sintéticas se mejoraría las propiedades mecánicas, reducir el peso y así realizar optimizaciones del modelo.

6.3 SISTEMA DE CONTROL.

La caracterización del sistema se realizó mediante la adquisición de datos de forma experimental y procesada la información en un software de ingeniería, se obtuvo el comportamiento real con una aproximación del 94%. Como resultados se obtuvo que la implementación de un controlador proporcional es suficiente para modificar el comportamiento del sistema.

Incrementando la ganancia proporcional del controlador el tiempo de establecimiento disminuye drásticamente. En el control diseñado se obtuvo que con una ganancia igual a la unidad el tiempo de establecimiento es de 148ms, evaluando la ganancia con 2 el sistema se estabiliza en 74ms demostrando así, que solo aumentando la ganancia proporcional del sistema el tiempo de respuesta disminuye.

6.4 MANUFACTURA.

Para manufacturar las piezas en resina es necesario realizar matrices del modelo, lo que lleva tiempo y necesita habilidad para que tengan una tolerancia de medida mínima del modelo real con los planos. En cuanto a las piezas fabricadas con herramientas manuales se obtuvo gran precisión, y el tiempo de manufactura fue mínimo.

Si se desea realizar procesos en serie el material no es el adecuado, por lo tanto un cambio de material que pueda ser manufacturado en procesos de extrusión sería el ideal.

6.5 AUTOMATIZACIÓN.

Con el uso de un microcontrolador de alta gama de Microchip se obtuvo un error mínimo de posición sin embargo se puede obtener mejor precisión si se utiliza un microcontrolador incorpore más de un módulo ADC para que la información se maneje en tiempo real.

La corriente consumida en el arranque del sistema es alrededor de 4 veces la corriente nominal, esto provoca una caída de voltaje igual al 50% del voltaje durante 1ms. Este fenómeno se produce solamente al momento de arrancar el actuador, cuando ya está en funcionamiento la corriente máxima consumida aplicando una carga de 500 gramos es de 2.5 amperios y el voltaje se estabiliza en 7 voltios.

El error real de posición promedio de la articulación de codo es de 2.7%, el cual es resultado de que el microcontrolador, necesita cierto tiempo para consolidar los datos de los

canales analógicos, sumado el tiempo que tarda en realizar cada instrucción del programa. Hay que tener en cuenta que el uso de potenciómetro convencionales como sensores de posición no es el adecuado, debido a que al ser dispositivos mecánicos y no estar diseñados para estar en constante funcionamiento, van a deteriorar con el tiempo, esto generaría errores en la entre lecturas y un mal comportamiento del articulación.

CONCLUSIONES

De la información bibliográfica recopilada los parámetros importantes para el diseño de la articulación de codo son la longitud del antebrazo incluido la medida de la mano, además de la masa del antebrazo y mano.

El mecanismo tornillo sin fin y corona es la mejor opción debido a la posibilidad de manejar grandes razones de torque y principalmente por la propiedad de auto bloqueo, la cual permite dejar de energizar al actuador y que este conserve su posición a menos que el controlador de una orden de cambio, ahorrando así energía.

La resina como material para un prototipo es útil, sin embargo para realizar modelos comerciales, no es el adecuado ya que no soporta golpes y con espesores pequeños se rompería fácilmente.

El diseño de un control proporcional permitió posicionar la articulación de codo, logando ángulos con un error promedio de 2.37 grados y una respuesta del sistema de 74ms.

Realizadas las pruebas de funcionamiento de la articulación de codo se observó que el consumo de corriente y voltaje en los actuadores es similar analizando con el dispositivo sin carga y con una carga máxima de 0.5 kg en la mano.

Se logró realizar un modelo de articulación de codo capaz de levantar 0.5 kg, sin afectar los componentes eléctricos y mecánicos. Este peso no es igual al que un brazo real puede levantar pero si lo suficiente como para realizar actividades de la vida viaria de una persona.

RECOMENDACIONES

Verificar con que voltaje de alimentación se energiza el puente H para que se encuentre acorde al voltaje especificado por el fabricante para evitar daños en el mismo y en el actuador

La fuente de alimentación para la parte de potencia debe ser diferente a la de control debido a que cuando los actuadores entran en funcionamiento estos adsorben mucha energía y producen un mal funcionamiento de los elementos de control.

Evitar que las baterías de descarguen en su totalidad ya que perderían la posibilidad de cargarse de nuevo y quedarían inservibles.

Utilizar otro tipo de sensor que detecte la posición de la articulación, debido a que el utilizado, al ser un dispositivo mecánico tiende a deteriorarse, provocando fallos al momento de controlar las movimientos.

Investigar actuadores que sean de menor peso y de un consumo energético más eficiente.

BIBLIOGRAFÍA

- Gómez, F. (25 de 01 de 2016). *GRABCAD*. Obtenido de <https://grabcad.com/library/protesis-de-mano>
- Alliezpres. (28 de 05 de 2015). *Alliezpres*. Obtenido de <http://es.aliexpress.com/item/775-High-Torque-High-Speed-12V-15600rpm-Micro-DC-Motor-for-Hair-Dryer-Fan-Electric-power/607639460.html>
- allonrobots. (30 de 03 de 2015). *All on robots*. Obtenido de <http://www.allonrobots.com/bionic-arm.html>
- Atom. (23 de 05 de 2015). *Prótesis Biónicas*. Obtenido de http://protbion.blogspot.com/2011_09_01_archive.html
- Beer, F., & Johnston, R. (2010). *Mecánica vectorial para Ingenieros*. México: McGRAW HILL.
- Budynas , R. G., & Keintt, N. (2008). *Diseño en Ingeniería Mécanica de Shigley*. México: McGraw-Hill.
- Cabrera, I. (28 de 05 de 2015). *Engranés finos*. Obtenido de <http://www.engranesfinos.com/service1.html>
- Callister, W. D. (2007). *Ciencia e Ingeniería de los materiales* . Bogota: REVERTE.SA.
- Chaurand Ávila, R. (2001). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. México: PEARSON.
- Chaurand Ávila, R. (2001). *Dimesiones Antropometricas de Población Latinoamericana*. México: PEARSON.
- CONADIS. (10 de 01 de 2014). *CONADIS*. Obtenido de www.CONADIS.gob.ec
- Constituyente, A. N. (2008). *Constitución de la Republica del Ecuador 2008*. Montecristi : Editorial jurídica del Ecuador.
- Control, M. (03 de 04 de 2015). *Motion Control Keeping Life in Motion*. Obtenido de <http://www.utaharm.com/>

- Direct Industry. (19 de 02 de 2015). *Tornillo sin fin*. Obtenido de <http://www.sitenordeste.com/mecanica/tornillo-sinfin.htm>
- Discapacidad y tecnologia* . (13 de 07 de 2012). Obtenido de <http://www.discapacidadonline.com/tag/discapacidad-y-tecnologia/page/3>
- DISCUS. (29 de 06 de 2015). *Desing World*. Obtenido de <http://www.designworldonline.com/gears-put-new-designs-in-motion/>
- Dr. Loiacono, L. (20 de 05 de 2015). *Alfinal*. Obtenido de <http://www.alfinal.com/cent/semana13.php>
- El cuerpo. (26 de 05 de 2015). Obtenido de <http://escuchatucuerpo.xocs.es/2010/10/clasificacion-funcional-musculo/>
- El Sistema Muscular. (25 de 05 de 2015). *Musculos del brazo*. Obtenido de <http://elsistemamuscular.blogspot.com/2012/02/musculosdelbrazo.html>
- Eraso Guerrero, O. (28 de 04 de 2015). *Procesos de manufactura*. Obtenido de <http://datateca.unad.edu.co/>
- Fenton, D. C. (10 de 01 de 2016). *Distric Prothetics*. Obtenido de <http://www.districtamputecarecenter.com/Services/Prosthetics/Elbow>
- Fernández Mendoza, O., & Gonzáles Moreno, Á. (10 de 04 de 2015). *Rehabilitación-doc*. Obtenido de <https://www.google.com.ec/webhp?sourceid=chrome-instant&ion=1&espv=2&ie=UTF-8#q=cirugia+radical+en+el+aparato+locomotor+oscar+fernandez+mendoza+pdf>
- Gears, H. (30 de 06 de 2015). *Worms & Wheels*. Obtenido de http://www.hpcgears.com/n/products/4.worms_wheels/worms_wheels.php
- Guzman, V. (14 de 05 de 2015). *Robótica en la biónica*. Obtenido de <http://roboticaenlabionica.blogspot.com/2012/11/protesis.html>
- Hernández Gaviño, R. (2010). *Introducción a los Sistemas de control*. México: PEARSON EDUCATION.

- InMotion. (10 de 08 de 2007). *Prótesis de Extremidad Superior*. Obtenido de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jul_aug_07/ue_prosthetic_pt2.html
- Irfan, H., & Masood, A. (2011). Design of High Torque Elbow Joint for Above. *World Academy of Science, Engineering and Technology*, 1-4.
- Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología Articular* (Vol. Tomo 1). Madrid: panamericana.
- Katty. (27 de 05 de 2015). *Movimientos Articulares*. Obtenido de <http://katty14310.blogspot.com/>
- Kuo, B. C. (1996). *Sistemas de Control Automático*. México: EDIMSA.SA.
- La extremidad superior*. (17 de 04 de 2015). Obtenido de <http://www.iqb.es/cbasicas/anatomia/es002.htm>
- Lehmann, C. H. (2001). *Geometría Análítica*. México: LIMUSA.
- Mendoza, O., & Moreno, Á. (2015). *Cirugía radical en el aparato locomotor*.
- Monarca. (20 de 05 de 2015). *Movimiento de monarca biceps*. Obtenido de <http://noentraparaexamen.blogspot.com/2011/04/movimiento-de-monarca-del-biceps.html>
- Moreno, H., & Puglisi, L. (03 de 02 de 2014). http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf. Obtenido de http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf
- Mott, R. (2006). *Diseño de elementos de máquinas* (Cuarta ed.). México: PEARSON EDUCATION.
- Neuman, D. A. (2007). *Fundamentos de Rehabilitación Física*. España: Paidotribo.
- Nieto, C., López, R., & Galvis, O. (1985). *Elementos de Maquina*. Bogota: Servicio Nacional de Aprendizaje.

- Nordin, M., & Frankel, V. (2001). *Biomecánica básica del sistema músculo esquelético*. España: Fareso S.A.
- Norton, K. (Noviembre de 2007). *Un breve recorrido por la historia de la prótesis*. Obtenido de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf
- Norton, R. L. (2011). *Diseño de Maquinas*. México: Pearson Education.
- NSK. (2015). *Rodamientos de Agujas*. USA: NSK.
- Ojeda, D. A. (1996). *Fundamentos para el diseño de rehabilitadores*. Naguanagua: Trabajo de ascenso, Universidad de Carabobo.
- Orotics&Prosthetics. (28 de 06 de 2015). *Orotics&Prosthetics*. Obtenido de <http://www.360oandp.com/products/313/Liberating-Technologies-Inc-Boston-Digital-Arm-.aspx>
- Otto Bock. (2015). *Amputaciones de las extremidades superiores*. USA.
- Ottobock. (14 de 05 de 2015). *Tratamientos Individualizados de Silicona*. Obtenido de http://professionals.ottobock.com.mx/cps/rde/xchg/ob_lam_es/hs.xsl/30020.html
- Picuno. (13 de 05 de 2015). *Servomotor*. Obtenido de <http://www.picuno.com/es/unodoc/servomotor.html>
- Pillou, J. (05 de 11 de 2013). *Cúbito - Definición*. Obtenido de <http://salud.kioskea.net/faq/6991-cubito-definicion>
- PYRTEC. (24 de 05 de 2015). *PYRTEC*. Obtenido de <http://pyrtec.com/index.php?cPath=29&language=es&osCsid=3abcd56042e26ff9a7c74ac79d9a67e9>
- QuimiNet. (05 de 01 de 2016). *Características de las resinas*. Obtenido de <http://www.quiminet.com/articulos/las-caracteristicas-y-aplicaciones-mas-importantes-de-la-resina-isoftalica-60413.htm>

- Ramírez, A., Toledo, C., Leija, I., & Muñoz, R. (2009). Status of elbow myoelectric prosthesis: CINVESTAV-IPN prosthesis. *REVISTA MEXICANA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA*, 66-73.
- Ramos, R., & Cardoso, A. (2005). *Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior*.
- Ribia, C. (2002). *Diseño concurrente*. Barcelona: CPET.
- Robot Platform. (08 de 07 de 2015). *Tutorial control servomotor*. Obtenido de http://www.robotplatform.com/knowledge/servo/servo_control_tutorial.html
- Robotha. (05 de 04 de 2015). *Prótesis cosméticas*. Obtenido de <http://robotha.com/cosmeticas.htm>
- RobotShop. (18 de 06 de 2015). *HS-311 Servomotor*. Obtenido de http://mec-s2-p.mlstatic.com/servomotor-hitec-hs-635hb-22326-MEC20227722829_012015-O.jpg
- Salamanca, U. d. (15 de 04 de 2015). *Cúbito y Radio*. Obtenido de <http://ocw.usal.es/eduCommons/ciencias-biosanitarias/anatomia-del-aparato-locomotor/cubito-y-radio/>
- Salud, I. N. (05 de 04 de 2015). *MedlinePlus*. Obtenido de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000006.htm>
- Saludyalgomas.com. (20 de 11 de 2012). *Peso de distintas partes del cuerpo*. Obtenido de <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>
- SCHAEFFLER. (2015). *Rodamientos*. Recuperado el 25 de 06 de 2015, de http://medias.schaeffler.de/medias/en!hp.ec.br.pr/NA49*NA4900
- Sebastián, P. (08 de 03 de 2015). *República de las ideas*. Obtenido de <http://www.republica.com/2011/02/14/los-antiguos-egipcios-ya-usaban-protesis-funcionales-en-sus-pies/>

ANEXOS

ANEXO 1

SELECCIÓN DE COMPONENTES

El método ordinal corregido de criterios ponderados se basa en unas tablas donde cada una se confronta con los restantes criterios y se asigna los valores de acuerdo a lo siguiente:

1 Si el criterio de las filas es superior (mejor 0; >) que el de las columnas.

0,5 Si el criterio de las filas es equivalente (=) al de las columnas

0 Si el criterio de las filas es inferior (peor; o <) que el de las columnas.

Finalmente la evaluación de total para cada solución resulta de la suma de los productos de los pesos específicos de cada solución por el peso específico del respectivo criterio (Ribia , 2002)

Criterios de valoración considerados:

- Funcionalidad: capacidad de realizar los movimientos presentes en la extremidad superior
- Capacidad de carga: peso que puede levantar sin comprometer su funcionamiento
- Rango de movilidad: capacidad para cumplir con los ángulos de movilidad del codo.
- Control: posibilidad de manejo de diferentes tipos de dispositivos terminales y ejecución de movimientos simúlalos

Evaluación del peso específico de cada criterio.

Criterio	Funcionalidad	Capacidad de carga	Rango de movilidad	Control	Suma	Ponderación
Funcionalidad		1	0,5	0,5	2	0,33
Capacidad de carga	0		0,5	0	0,5	0,083
Rango de movilidad	0,5	1		0,5	2	0,33
Control	0	1	0,5		1,5	0,26
				Tot al	6	1

Evaluación del peso específico del criterio funcionalidad.

	Mecánicas	Mioeléctricas	Cosméticas	suma	Ponderación
Mecánicas		0	1	1	0,33
Mioeléctricas	1		1	2	0,67
Cosméticas	0	0		0	0
		1	Tota	3	1

Evaluación del peso específico del criterio capacidad de carga.

	Mecánicas	Mioeléctricas	Cosméticas	suma	Ponderación
Mecánicas		0,5	1	1,5	0,5
Mioeléctricas	0,5		1	1,5	0,5
Cosméticas	0	0		0	0
			Total	3	1

Evaluación del peso específico del criterio rango de movilidad.

	Mecánicas	Mioeléctricas	Cosméticas	suma	Ponderación
Mecánicas		0	1	1	0,33
Mioeléctricas	1		1	2	0,67
Cosméticas	0	0		0	0
		1	Tota	3	1

Evaluación del peso específico del criterio control.

	Mecánicas	Mioeléctricas	Cosméticas	suma	Ponderación
Mecánicas		0,5	1	1,5	0,43
Mioeléctricas	1		1	2	0,57
Cosméticas	0	0		0	0
			Total	3,5	1

Tabla de conclusiones.

	Funcionalidad	Capacidad de carga	Rango de movilidad	Control	Puntaje final
Mecánica	$0,33*0,33$	$0,5*0,83$	$0,33*0,33$	$0,43*0,26$	0,74
Mioeléctricas	$0,67*0,33$	$0,5*0,83$	$0,67*0,33$	$0,57*0,26$	1,00
Cosméticas	$0*0,33$	$0*0,83$	$0*0,33$	$0*0,26$	0

Conclusión parcial.

Luego de realizar el proceso para la selección del tipo de prótesis con la ayuda del método ordinal corregido de criterios ponderados, se concluye que la alternativa apropiada dependiendo de los criterios establecidos, es realizar una articulación que funciones con potenciales mioeléctricos.

Selección del sistema motriz.

Los tipos de sistemas de actuación tomadas en cuenta para el proyecto son las siguientes:

- Motores de paso
- Motores DC
- Servomotores

Criterios de selección

- Torque
- Velocidad
- Control
- Corriente consumida
- Tamaño

Evaluación del peso específico de cada criterio.

	Torque	Velocidad	Tamaño	Control	Corriente consumida	Suma	Ponderación
Torque		1		0	0,5	1,5	0,21
Velocidad	0,5			0,5	0	1	0,14
Tamaño	0,5	0,5		0	0,5	1,5	0,21
Control	0,5	1			0,5	2	0,29
Corriente consumida	0,5	0	0,5	0		1	0,14
					Total	7	1

Evaluación del peso específico individuales para cada criterio.

Torque.

	Motor de pasos	Motor dc	Servomotor	Suma	Ponderación
Motor de pasos		1	1	2	0,5
Motor dc	0		0	0	0
Servomotor	1	1		2	0,5
			Total	4	1

Velocidad.

	Motor de pasos	Motor dc	Servomotor	Suma	Ponderación
Motor de pasos		0	1	1	0,33
Motor dc	1		1	2	0,67
Servomotor	0	0		0	0
			Total	3	1

Control.

	Motor de pasos	Motor dc	Servomotor	Suma	Ponderación
Motor de pasos		0	0,5	0,5	0,17
Motor dc	1		1	2	0,67
Servomotor	0,5	0		0,5	0,17
Total				3	1

Tamaño

	Motor de pasos	Motor dc	Servomotor	Suma	Ponderación
Motor de pasos		1	0	1	0,29
Motor dc	1		0,5	1,5	0,42
Servomotor	1	0		1	0,29
Total				3,5	1

Consumo de corriente.

	Motor de pasos	Motor dc	Servomotor	Suma	Ponderación
Motor de pasos		0	0	0	0
Motor dc	1		1	2	0,67
Servomotor	1	0		1	0,33
Total				3	1

Tabla de conclusiones.

	Torque	Velocidad	Tamaño	Control	Consumo de corriente	Puntaje final
Motor de paso	$0,5*0,21$	$0,33*0,14$	$0,29*0,21$	$0,17*0,29$	$0*0,14$	0,26
	0,105	0,046	0,06	0,049	0	
Motor dc	$0*0,21$	$0,67*0,14$	$0,42*0,21$	$0,67*0,29$	$0,67*0,14$	0,462
	0	0,09	0,089	0,19	0,093	
Servomotor	$0,5*0,21$	$0*0,14$	$0,29*0,21$	$0,17*0,29$	$0,33*0,14$	0,26
	0,105	0	0,06	0,049	0,046	

Conclusión parcial

De acuerdo a los datos obtenidos en la tabla se utilizará un motor para la articulación de codo debido a que obtuvo el valor de resultados más altos y la facilidad para ensamblar un sistema de transmisión de potencia, es la opción más adecuada.

Selección del sistema de transmisión de potencia.

Las formas de transmisión de potencia tomadas en cuenta para el proyecto son las siguientes:

- Correas
- Engranajes
- Cadenas

Criterios de selección.

- Mantenimiento
- Reducción de velocidad
- Desgaste
- Costo
- Ruido
- Tiempo de vida
- Espacio requerido
- Capacidad de transmisión

Evaluación del peso específico de cada criterio.

Criterio	Mantenimiento	Reducción de velocidad	Ruido	Tiempo de vida	Espacio requerido	Capacidad de transmisión	Suma	Ponderación
Mantenimiento	0,5	0,5	1	0	0	0	0,5	0,03
Reducción de velocidad	1	1	1	0,5	0,5	0,5	3,5	0,26
Ruido	0,5	0	0	0	0	0	0,5	0,03
Tiempo de vida	1	0,5	1	1	0	0	2,5	0,19
Espacio requerido	0,5	0,5	1	0,5	1	0,5	3	0,23
Capacidad de transmisión	1	0,5	1	0,5	0,5	1	3,5	0,26
						total	13,5	1

Evaluación del peso específico individuales para cada criterio

Mantenimiento.

	Correas	Engranaje	Cadenas	Suma	Ponderación
Correas		0	0	0	0
Engranajes	1		1	2	0,67
Cadenas	1	0		1	0,33
			Total	3	1

Reducción de velocidad.

	Correas	Engranaje	Cadenas	Suma	Ponderación
Correas		0	0,5	0,5	0,14
Engranajes	1		0,5	1,5	0,43
Cadenas	1	0,5		1,5	0,43
			Total	3,5	1

Ruido.

	Correas	Engranaje	Cadenas	Suma	Ponderación
Correas		0	1	1	0,5
Engranajes	0		0,5	0,5	0,25
Cadenas	0	0,5		0,5	0,25
			Total	2	1

Tiempo de vida.

	Correas	Engranaje	Cadenas	Suma	Ponderación
Correas		0	0	0	0
Engranajes	1		0,5	1,5	0,5
Cadenas	1	0,5		1,5	0,5
			Total	3	1

Espacio requerido.

	Correas	Engranaje	Cadenas	Suma	Ponderación
Correas		0	0,5	0,5	0,17
Engranajes	1		1	2	0,66
Cadenas	0,5	0		0,5	0,17
			Total	3	1

Capacidad de transmisión.

	Correas	Engranaje	Cadenas	suma	Ponderación
Correas		0	0	0	0
Engranajes	1		0,5	1,5	0,75
Cadenas	0	0,5		0,5	0,25
			Total	2	1

Tabla de conclusiones.

Criterio	Mantenimiento	Reducción de velocidad	Ruido	Tiempo de vida	Espacio requerido	Capacidad de transmisión	Resultado
Correas	0*0,03	0,14*0,26	0,5*0,03	0*0,19	0,17*0,23	0*0,26	0,057
	0	0,003	0,015	0	0,039	0	
Engranajes	0,67*0,03	0,43*0,26	0,25*0,03	0,5*0,19	0,66*0,23	0,75*0,26	1,29
	0,021	0,01	0,0075	0,095	0,151	1,01	
Cadenas	0,33*0,03	0,43*0,26	0,25*0,03	0,5*0,19	0,17*0,23	0,25*0,26	0,67
	0,009	0,01	0,0075	0,095	0,039	0,51	

Conclusión parcial

De acuerdo a los datos obtenidos en la tabla se utiliza engranajes como sistema de transmisión para la articulación de codo debido a que obtuvo el valor de resultados más altos.

Selección del material

De los materiales citados en el marco teórico se elegirá de entre los polímeros por su menor peso y facilidad de fabricación.

- Polipropileno
- ABS
- Resinas

Criterios de evaluación

- Resistencia mecánica
- Facilidad para manufactura
- Precio
- Facilidad de adquisición

- Resistencia a golpes

Evaluación del peso específico de cada criterio.

Criterio	Resistencia mecánica	Facilidad para manufacturar	Precio	Facilidad de adquisición	Resistencia a golpes	Suma	Ponderación
Resistencia mecánica		0.5	0.5	0.5	0.5	2	0,21
Facilidad para manufacturar	0.5		1	0	0.5	2	0,21
Precio	0	0.5		0,5	0	1	0,1
Facilidad de adquisición	0.5	1	1		0	2.5	0,26
Resistencia a golpes	0.5	0,5	1	0		2	0.21
						9.5	1

Evaluación del peso específico individuales para cada criterio.

Resistencia mecánica.

	Polipropileno	ABS	Resinas	Suma	Ponderación
Polipropileno		0	0.5	0.5	0.14
ABS	1		0.5	1.5	0.43
Resinas	1	0.5		1.5	0.43
			Total	3.5	1

Facilidad de manufactura.

	Polipropileno	ABS	Resinas	Suma	Ponderación
Polipropileno		0.5	0	0.5	0.17
ABS	0.5		0	0.5	0.17
Resinas	1	1		2	0.66
			Total	3	1

Precio.

	Polipropileno	ABS	Resinas	Suma	Ponderación
Polipropileno		0	0	0	0
ABS	1		0	1	0,33
Resinas	1	1		2	0,67
			Total	3	1

Facilidad de adquisición.

	Polipropileno	ABS	Resinas	Suma	Ponderación
Polipropileno		0	0	0	0

ABS	1		0	1	0,33
Resinas	1	1		2	0,67
			Total	3	1

Resistencia a golpes.

	Polipropileno	ABS	Resinas	Suma	Ponderación
Polipropileno		0	1	1	0,5
ABS	0		1	1	0,5
Resinas	0	0		0	0
			Total	2	1

Tabla de conclusiones.

Criterio	Resistencia mecánica	Facilidad e manufactura	Precio	Facilidad e adquisición	Resistencia a golpes	Resultado
Polipropileno	$0,14*0,21$	$0,17*0,21$	$0*0,1$	$0*0,26$	$0,5*0,21$	0,074
	0,029	0,035	0	0	0,105	
ABS	$0,43*0,21$	$0,17*0,21$	$0,33*0,1$	$0,33*0,26$	$0,5*0,21$	0,32
	0,09	0,035	0,0075	0,085	0,105	
Resinas	$0,43*0,21$	$0,66*0,21$	$0,67*0,1$	$0,67*0,26$	$0*0,21$	0,39
	0,09	0,13	0,0075	0,17	0	

Conclusión parcial.

De acuerdo a los resultados obtenidos en la tabla anterior se concluye que los materiales adecuados para realizar la estructura de la articulación son le ABS y la resina. Sin embargo por mayor facilidad de adquisición se utilizará resina.

ANEXO 2

PUENTE H

Single Motor Driver Series

IBT-3 series

PWM control

WIN

ebay ID

<http://www.aliexpress.com/s>

Applications: Smart car, Coreless motors, DC brush motors, semiconductor refrigerator



FEATURES

- Apply to ordinary DC motor with coreless motors, etc.
- Reversible control and PWM speed control
- High-speed switch design
- Ultra-low internal resistance low heat

Application

- smart car motor driver
- Arduino motor control panel ext
- TEC control
- DC motor control
- Electromagnetic deflection coil

RECOMMENDED OPERATING CONDITIONS

Parameter		
Operating Voltage	5V~12V/DC (15V/MAX,Limit voltage)	
Standby Current	<30mA±5mA	
Current	0A~50A(MAX)	
PWM mode	Duty Cycle(1)	0%~98%;
	Frequency(2)	1, General motors:16kHz ; 2, Coreless Motor:80kHz ; 3, TEC:5
Input voltage level	LOW : 0V~0.5V ; HIGH : 2.5V~13V ; (typical drive level : 3.3V, 5V, 1	
Dimensions	48mm(L)*43mm(W)*23mm(H)	
Weight	25g±5g	

- (1) Enter the PWM duty cycle can not be greater than 98%, exceeding the value of this drive will work instability or
 (2) PWM frequency selection and load type related to the type of load using the load as recommended values, please refer to the recommended values or approximations.

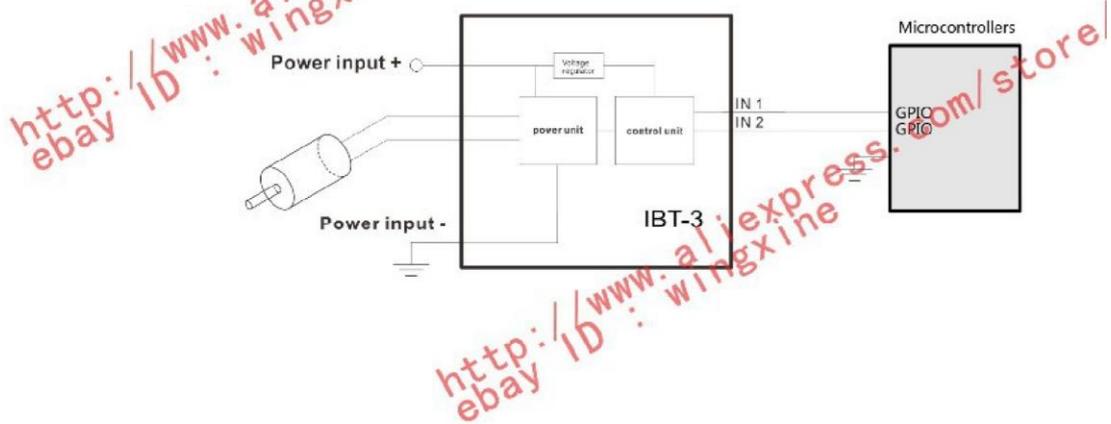
Models and Specifications

Models	Operating Voltage	Current (each channel)	Res (each channel)	Frequency (resistive load)
IBT-3	5V~12V	0A~50A	6mΩ	200kHz

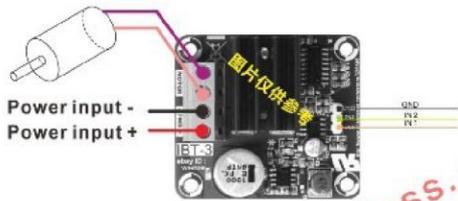
Single Motor Driver Series
IBT-3 series
PWM control

WINGXINE
ebay ID : wingxine
<http://www.aliexpress.com/store/325585>

Structure:



IBT-3 Pin Description



GND: Common ground control terminal, and a control circuit for con
IN1 and IN2 control signal input terminal, respectively, the input PV
control reversing and speed of the motor.

IBT-3 Simplest use



- 1, Just to the two control signals for each channel is connect to the control board and GND.
- 2, IN1 input PWM, IN2 input motor forward.
- 3, IN1 input low, IN2 input PWM motor reversal.

ANEXO 4

MOTOR DC



RS-380PH



OUTPUT : 0.9W ~ 45W (APPROX)

カーボンブラシ | Carbon-brush motors | 碳精电刷

代表的用途

自動車電装機器
 家電機器：バキュームクリーナー
 工具：ドリル/ドライバー

主要用途

汽车电装机器
 家电机器：真空吸尘器
 工具：电钻、螺丝刀

Typical Applications

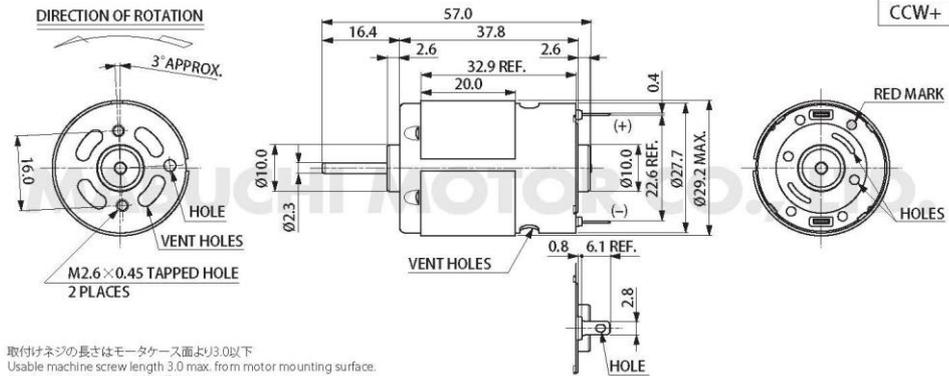
Automotive Appliances
 Home Appliances : Vacuum Cleaner
 Power Tools : Drill / Screwdriver

WEIGHT : 80g (APPROX)

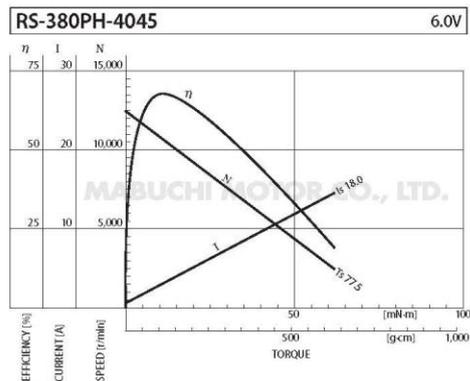
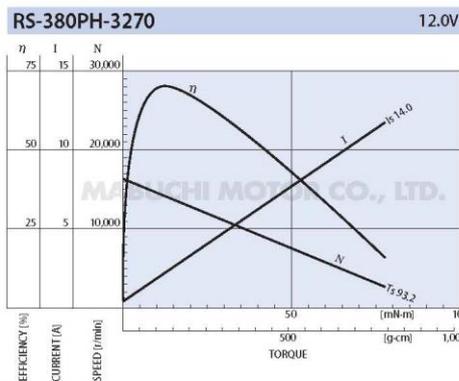
MODEL	VOLTAGE		NO LOAD		AT MAXIMUM EFFICIENCY				STALL			
	OPERATING RANGE	NOMINAL	SPEED r/min	CURRENT A	SPEED r/min	CURRENT A	TORQUE mN-m	g-cm	OUTPUT W	TORQUE mN-m	g-cm	CURRENT A
RS-380PH-3270 (*)	4.5~15.0	12V CONSTANT	16400	0.37	14110	2.28	13.0	133	19.2	93.2	950	14.0
RS-380PH-4045 (*)	3~12	6V CONSTANT	12500	0.56	10630	3.17	11.6	118	12.9	77.5	790	18.0

(*) CCW進角仕様 (CCW+) | CCW shifted commutation (CCW+) | CCW進角規格 (CCW+)

両回転または逆回転でご利用の場合は、端子の位置が異なります。
 The terminal position against the tapped holes varies depending on CW+/NEUTRAL.
 如果您是在正逆双向旋转或逆操作时，端子位置是不同的。



UNIT : MILLIMETERS



マブチモーター株式会社 (本社 営業本部)
 MABUCHI MOTOR CO., LTD.

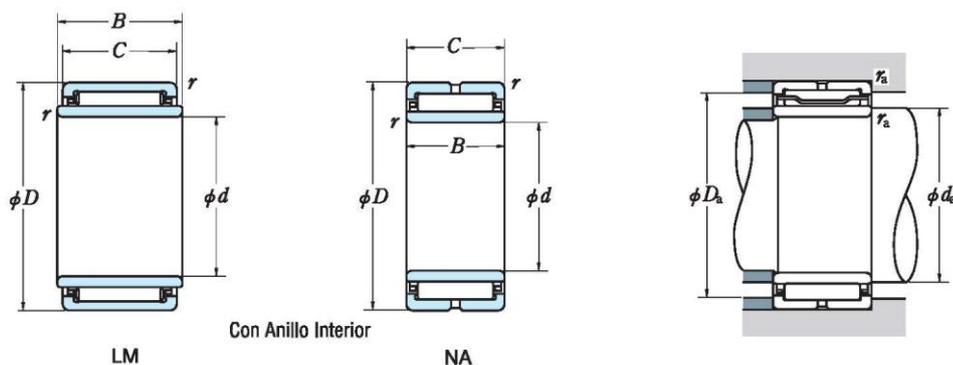
(Sales & Marketing Headquarters | 总公司 营业部)

千葉県松戸市松飛台430番地 〒270-2280 Tel. 047-710-1106 Fax. 047-710-1132
 430 Matsuhidai, Matsudo City, Chiba 270-2280, Japan Tel. 81-47-710-1106 Fax. 81-47-710-1132
 E-mail : slsinq@mabuchi-motor.co.jp

ANEXO 5

RODAMIENTOS

NSK



Rodamientos		Dimensiones Globales (mm)		Dimensiones del Tope y Chafán (mm)			Masa (kg) aprox.	
Sin Anillo Interior	Con Anillo Interior	d	B	d_a mín.	D_a máx.	r_a máx.	Sin Anillo Interior	Con Anillo Interior
—	LM 91612-1	6	12	8	14	0.3	0.009	0.013
—	—	—	—	—	14	0.3	0.011	—
—	—	—	—	—	15	0.3	0.008	—
—	—	—	—	—	15	0.3	0.012	—
—	LM 1212	8	12.2	10	15	0.3	0.007	0.013
—	LM 121912	8	12.2	10	17	0.3	0.011	0.017
RNA 4900	NA 4900	10	13	12	20	0.3	0.016	0.024
—	LM 1416	10	16.2	12	20	0.3	0.019	0.028
—	LM 1420	10	20.2	12	20	0.3	0.024	0.036
—	LM 1515	10	15.2	12	18	0.3	0.011	0.022
—	LM 1520	10	20.2	12	18	0.3	0.015	0.03
—	LM 152215	10	15.2	12	20	0.3	0.016	0.027
RNA 4901	NA 4901	12	13	14	22	0.3	0.018	0.027
—	LM 1616	12	16.2	14	22	0.3	0.021	0.032
—	LM 1620	12	20.2	14	22	0.3	0.027	0.041
RNA 6901	NA 6901	12	22	14	22	0.3	0.03	0.045
—	LM 1710	12	10.2	14	20	0.3	0.008	0.017
—	LM 172425	12	25.2	16	20	0.5	0.03	0.052
—	LM 1815	15	15.2	19	21	0.5	0.019	0.028
—	LM 1820	15	20.2	19	21	0.5	0.025	0.037
—	LM 2010	15	10.2	19	23	0.5	0.014	0.025
—	LM 2015	15	15.2	19	23	0.5	0.021	0.037
—	LM 2020	15	20.2	19	23	0.5	0.028	0.049
—	LM 2025	15	25.2	19	23	0.5	0.035	0.061
RNA 4902	NA 4902	15	13	17	26	0.3	0.021	0.035
RNA 5902	NA 5902	15	18	17	26	0.3	0.032	0.051
RNA 6902	NA 6902	15	23	17	26	0.3	0.039	0.064
—	LM 2220	17	20.2	21	25	0.5	0.03	0.054
—	LM 2225	17	25.2	21	25	0.5	0.038	0.068
RNA 4903	NA 4903	17	13	19	28	0.3	0.023	0.038
RNA 5903	NA 5903	17	18	19	28	0.3	0.034	0.055
—	LM 223020	17	20.2	21	26	0.5	0.035	0.06
RNA 6903	NA 6903	17	23	19	28	0.3	0.041	0.068

ANEXO 6

TRANSMISIÓN

Wheels - PHOSPHOR BRONZE PB2								1 MOD	
LEAD ANGLE RIGHT HAND STANDARD								Number of Teeth between <u>12 - 184</u>	
TORQUE CHECK								See Technical Section	
variations at back								Note: When ordering Wheel, the number of starts on the mating Worm must be specified.	
TORQUE Nm									
K.W.									
TORQUE CHECK		50 TEETH x 1000 R.P.M. INPUT							
variations at back		WITH STD WORM			WITH HARD WORM				
TORQUE Nm		5.87			10.06				
K.W.		0.012			0.021				

PART NUMBER	TEETH	PCD (mm)	CTS (mm)	Throat Ø (mm)	Tip Ø (mm)	Boss Ø (mm)	Bore Ø (mm)	PRICE EACH 1 - 5	
								M	PM
M1-12	12	12	13.50	14	15	14	6	£17.29	£14.86
M1-15	15	15	15.00	17	18	15	6	£17.90	£16.64
M1-16	16	16	15.50	18	19	15	6	£18.33	£17.17
M1-18	18	18	16.50	20	21	15	6	£18.66	£17.67
M1-20	20	20	17.50	22	23	15	6	£18.84	£18.22
M1-22	22	22	18.50	24	25	15	6	£19.12	£18.85
M1-24	24	24	19.50	26	27	20	8	£19.86	£19.52
M1-25	25	25	20.00	27	28	20	8	£20.71	£19.85
M1-28	28	28	21.50	30	31	20	8	£21.48	£19.86
M1-30	30	30	22.50	32	33	25	8	£22.17	£20.67
M1-32	32	32	23.50	34	35	25	8	£23.30	£21.26
M1-34	34	34	24.50	36	37	25	8	£24.42	£23.64
M1-35	35	35	25.00	37	38	25	8	£26.80	£24.51
M1-38	38	38	26.50	40	41	25	8	£27.10	£25.62
M1-40	40	40	27.50	42	43	25	8	£31.46	£26.74
M1-42	42	42	28.50	44	45	25	8	£32.21	£27.35
M1-44	44	44	29.50	46	47	25	8	£35.76	£27.86

ANEXO 7

TORNILLOS ALLEN

13/ TORNILLERÍA Y REMACHES

ESPÁRRAGOS ALLEN Y VARILLA ROSCADA

ESPÁRRAGOS ALLEN Y VARILLA ROSCADA

1. Varilla Roscada.

DIN 975

ROSCA MÉTRICA. VARILLAS DE 1 m

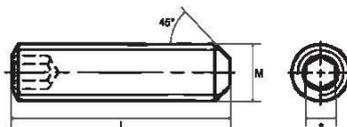


Calidad Hierro Ref. catálogo	Calidad 8,8 Ref. catálogo	Calidad Zincado Ref. catálogo	Calidad Inox. Ref. catálogo	Medidas Ø (Sistema métrico)
13040001	13040013	13040025	13040037	M3
13040002	13040014	13040026	13040038	M4
13040003	13040015	13040027	13040039	M5
13040004	13040016	13040028	13040040	M6
13040005	13040017	13040029	13040041	M8
13040006	13040018	13040030	13040042	M10
13040007	13040019	13040031	13040043	M12
13040008	13040020	13040032	13040044	M14
13040009	13040021	13040033	13040045	M16
13040010	13040022	13040034	13040046	M18
13040011	13040023	13040035	13040047	M20
13040012	13040024	13040036	13040048	M22

2. Espárragos Allen.

DIN 913

TORNILLO SIN CABEZA CON HUECO HEXAGONAL. EXTREMO ACHAFLANADO



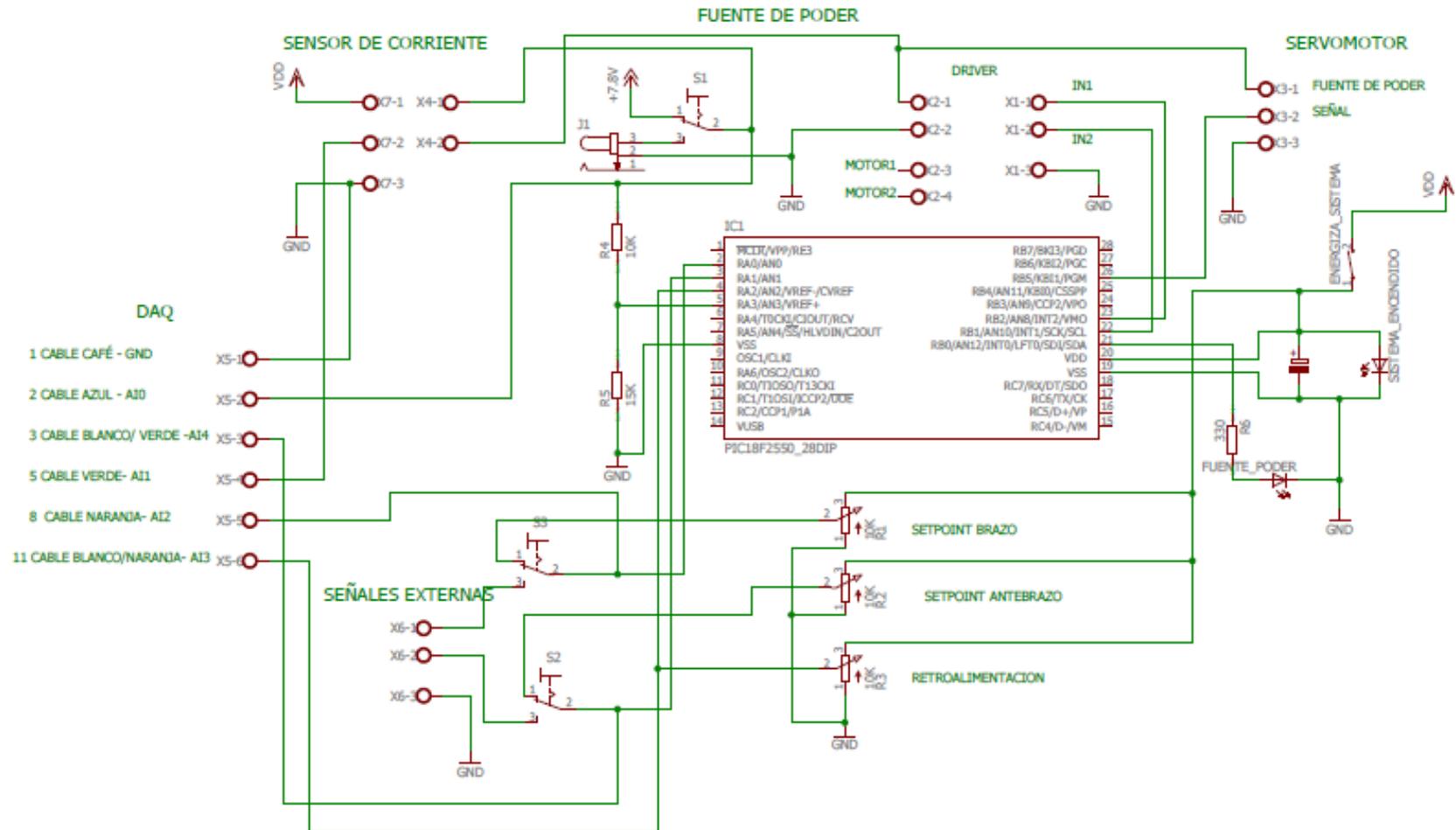
ISO: 4026 / UNI: 5923.
CLASE DE RESISTENCIA: 45H. Rosca Métrica ISO.

M. nom. d	M,2	M,2,5	M,3	M,4	M,5	M,6	M,8	M,10	M,12	M,14	M,16	M,18	M,20	M,22	M,24
s	0,9	1,3	1,5	2	2,5	3	4	5	6	8	8	10	10	10	12
l	(3+10)	(3+12)	(3+30)	(3+40)	(4+45)	(5+60)	(6+100)	(8+100)	(10+100)	(12+100)	(12+100)	(20+100)	(20+100)	(25+100)	(25+100)

Ref. catálogo	M x L	Ref. catálogo	M x L	Ref. catálogo	M x L	Ref. catálogo	M x L
13040049	M 2x3	13040063	M 4x6	13040077	M 5x16	13040091	M 6x35
13040050	M 2x10	13040064	M 4x8	13040078	M 5x20	13040092	M 6x40
13040051	M 2,5x3	13040065	M 4x10	13040079	M 5x25	13040093	M 6x60
13040052	M 2,5x12	13040066	M 4x12	13040080	M 5x30	13040094	M 6x6
13040053	M 3x3	13040067	M 4x16	13040081	M 5x45	13040095	M 6x8
13040054	M 3x4	13040068	M 4x20	13040082	M 6x5	13040096	M 6x10
13040055	M 3x5	13040069	M 4x40	13040083	M 6x8	13040097	M 6x12
13040056	M 3x6	13040070	M 5x4	13040084	M 6x10	13040098	M 6x14
13040057	M 3x8	13040071	M 5x5	13040085	M 6x12	13040099	M 6x16
13040058	M 3x10	13040072	M 5x6	13040086	M 6x14	13040100	M 6x20
13040059	M 3x30	13040073	M 5x8	13040087	M 6x16	13040101	M 6x25
13040060	M 4x3	13040074	M 5x10	13040088	M 6x20	13040102	M 6x30
13040061	M 4x4	13040075	M 5x12	13040089	M 6x25	13040103	M 6x35
13040062	M 4x5	13040076	M 5x14	13040090	M 6x30	13040104	M 6x40

ANEXO 8

DIAGRAMA DE CONEXIONES



ANEXO 9

PROGRAMA

```
#include <18f2550.h>//librería controlador
#device adc=8//configuración adc
#fuses intrc_io,nowdt,nomclr//fusibles
#use delay (clock=4M)//oscilador
#define luz(x) output_bit(PIN_b0,x)//indicador voltaje pilas
#define dc1(x) output_bit(PIN_b1,x)//señal control m1
#define dc2(x) output_bit(PIN_b2,x)//señal control m2
#define pwm(x) output_bit(PIN_b5,x)//señal control servomotor

//-----variables servomotor-----
float y1=0.000; // ángulo de servomotor
float a1=0.000; // variable auxiliar y * 100
float b = 6089.200;//variable independiente
float c = 9.800; //pendiente 100 * 0.1 pendiente
int16 x1=0;//tiempo de espera
//-----variables motor dc-----
float y2=0.000;// ángulo de retroalimentación
float set_point=0.000;//ángulo de posición inicial
//-----adquisición de datos -----
int16 adc3=0;//vontaje de las pilas
//conversion a grados ADC
float grados=0.000;//grados servomotor
int16 adc ,adc1,adc2;// variables auxiliares ADC
int16 t_alto,t_bajo;
//-----
signed INT16 error;//variable de error
#INT_timer0
VOID tiempo ()
{
    y1 = grados; //asignación de variables
    a1 = 100 * y1; // variable auxiliar de cálculo
```

```

x1 = (a1 + b) / c; //cálculo tiempo de espera
pwm (1); //señal en alto
delay_us (x1); //tiempo de espera
pwm (0); //señal en bajo
set_timer0 (47536); //seteo de timer
set_adc_channel (2); //activa canal 2
delay_us (10); //tiempo de espera
adc2 = read_adc (); //lectura adc
grados = (adc2 * 180) / 255; //conversión a grados
}

```

```

VOID main ()

```

```

{

enable_interrupts (INT_timer0); //inicializado#int_timer0
setup_timer_0 (RTCC_INTERNAL|rtcc_div_1); //configuración timer
set_timer0 (47536); //seteo timer
setup_adc_ports (AN0_to_AN3); //configuración de adc
setup_adc (adc_clock_internal); //asignación de reloj
enable_interrupts (global); //habilita interrupciones
WHILE (true)
{
luz (0); //desactiva indicador de pilas
set_adc_channel (0); //habilita canal 0
delay_us (10); //tiempo de espera
adc = read_adc (); //lectura adc
set_adc_channel (1); //habilita canal 1
delay_us (10); //tiempo de espera
adc1 = read_adc (); //lectura adc
set_adc_channel (3); //habilita canal 3
delay_us (10); //tiempo de espera
adc3 = read_adc (); //lectura adc
set_point = (120 * adc) / 255; //setpoint codo
y2 = adc1 * 1.176; //ángulo por ganancia

```

```

IF (y2 > 120)
{
    //límite máximo
    y2 = 120; //asignación de ángulo
}

error = (set_point - y2); // cálculo de error
IF (error >= 2) //límite mínimo positivo
{
    t_alto = 4*error; // valor inicial v de funcionamiento de 8
    if (t_alto > 20) { // comparación límite máximo del periodo de pwm
        t_alto = 20; //límite máximo de pwm del periodo
    }
    t_bajo = 20 - t_alto; //cálculo tiempo en bajo del periodo
    dc1 (1); //señal de control m1
    delay_ms (t_alto); //asignación de tiempo en alto
    dc1 (0); //apaga señal de control
    delay_ms (t_bajo); //tiempo en bajo
}
ELSE IF (error <= - 2) //limite mínimo negativo
{
    t_alto = -4*error; //cálculo de tiempo en alto
    if (t_alto > 20) { //asignación de tiempo en alto
        t_alto = 20; //límite máximo de tiempo en alto
    }
    t_bajo = 20 - t_alto; //cálculo de tiempo en alto
    dc2 (1); //señal de control m2
    delay_ms (t_alto); //tiempo en alto pwm
    dc2 (0); //apaga señal de control
    delay_ms (t_bajo); //tiempo en bajo pwm
}
WHILE (error < 2 && error > - 2) //rango de error para apagar control
{
    dc1 (0); //señal de control m1
}

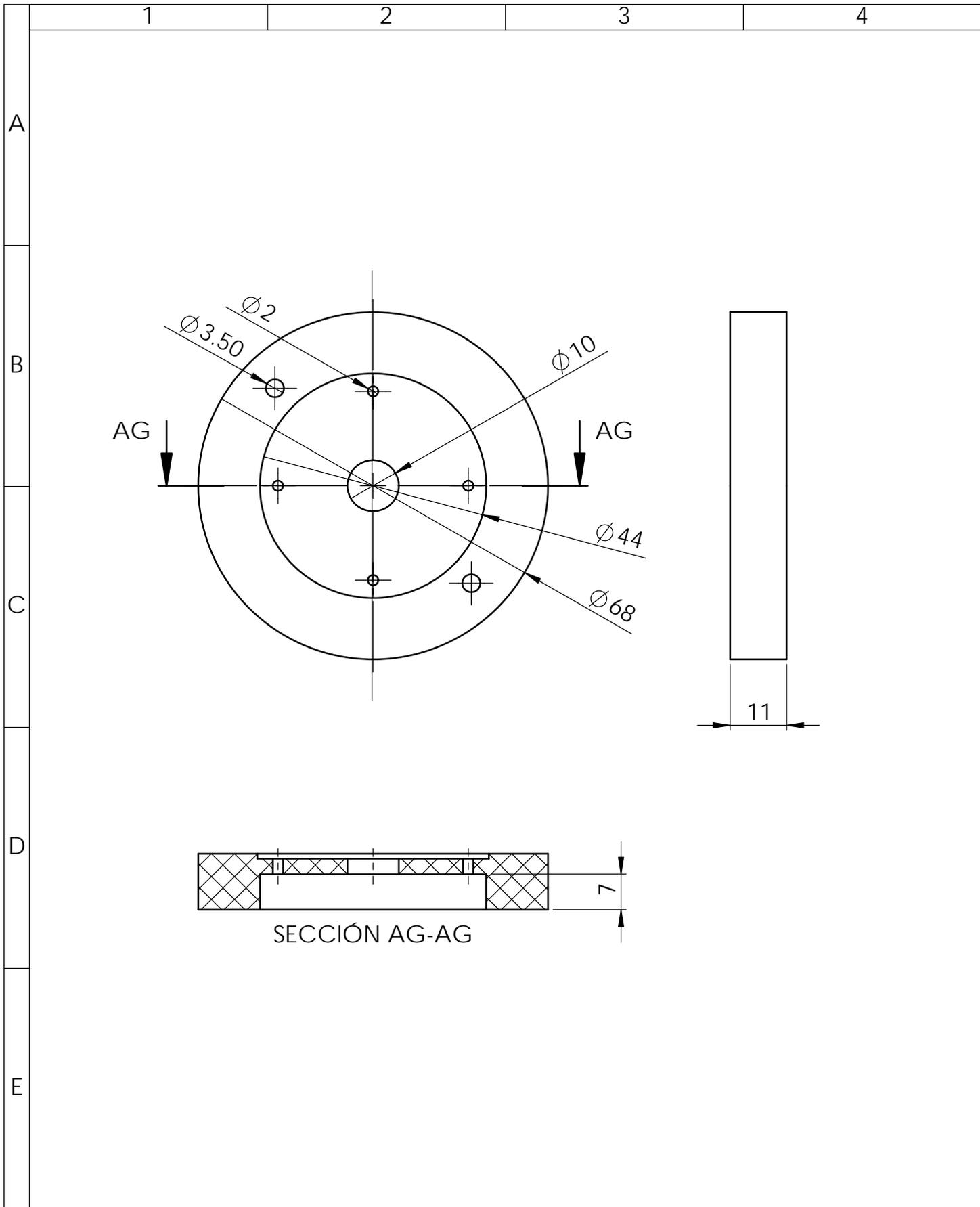
```

```

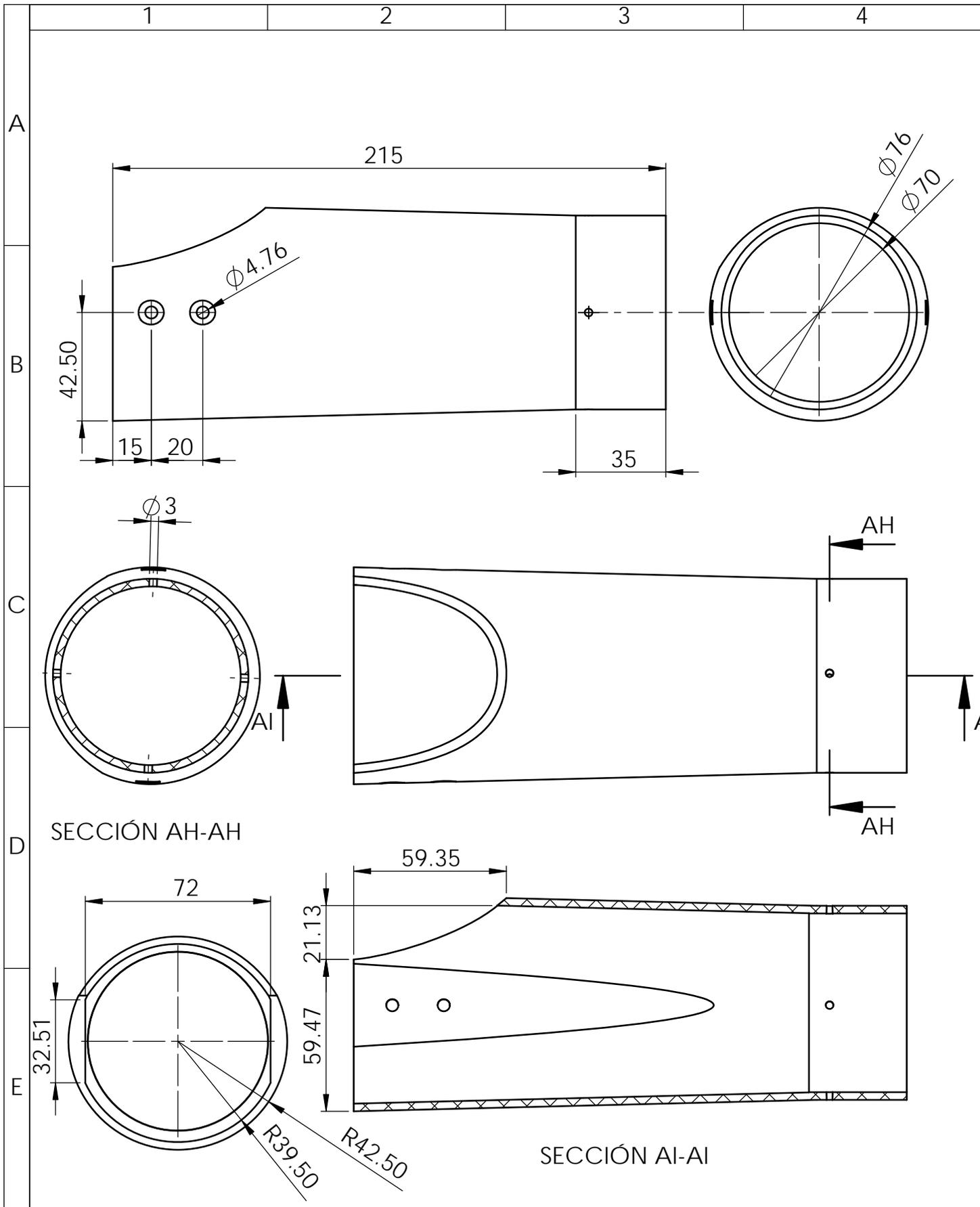
    dc2 (0); //señal de control m2
    luz (0); //indicador apagado
    set_adc_channel (0); //habilita canal 0
    delay_us (10); //tiempo de espera
    adc = read_adc (); //lectura adc
    set_adc_channel (1); //habilita canal 1
    delay_us (10); //tiempo de espera
    adc1 = read_adc (); //lectura adc
    set_point = (120 * adc) / 255; //setpoint codo
    y2 = adc1 * 1.176; //angulo por ganacia
    error = (set_point - y2); //cálculo de error
    dc1 (0); //señal de control m1
    dc2 (0); //señal de control m2
}
WHILE (adc3 < 178)// bucle para determinar voltaje de pilas
{
    luz (1); //indicador activado
    dc1 (0); //señal de control m1
    dc2 (0); //señal de control m2
    set_adc_channel (3); //habilita canal 3
    delay_us (10); //tiempo de espera
    adc3 = read_adc (); //lectura adc
}
}
}

```

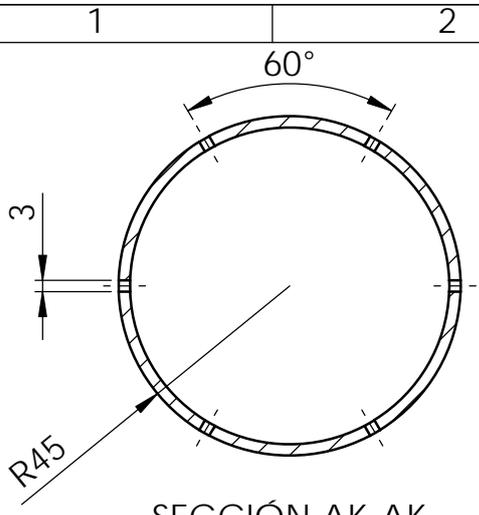
ANEXO 10
PLANOS MECÁNICOS



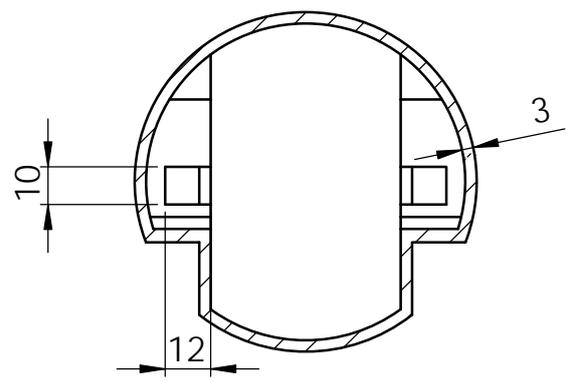
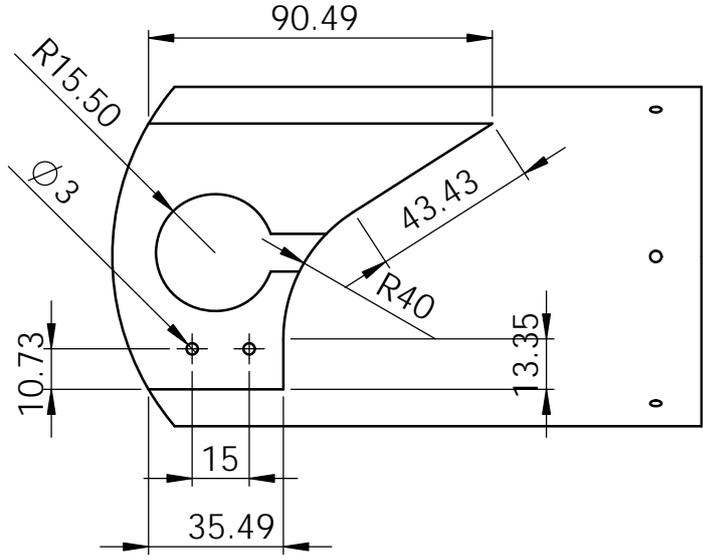
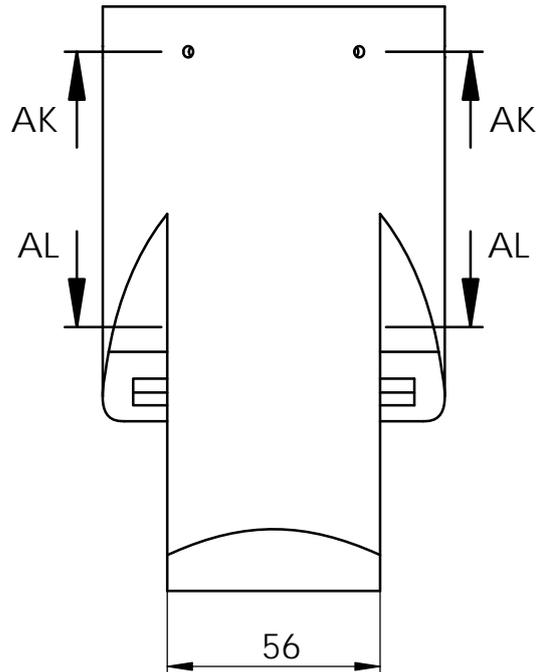
				Tolerancia: ±0.2	Masa: 38.12 g	Materiales: NYLON		
						Denominación: ACOPLE INTERIOR	Escala: 1:1	
				Dib.	Fecha		Nombre	
				Rev.	28-02-16		VILLARREAL C.	
				Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.		
				Firma: UTN	Número del dibujo: CIME-P003		Registro:	
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución: 3 DE 12				



				Tolerancia: ±0.2	Masa: 154.51 g	Materiales: RESINA POLIESTER	
						Denominación: ANTEBRAZO	Escala: 1:2
			Dib.	28-02-16	MÉNDEZ A.		
			Rev.	28-02-16	VILLARREAL C.		
			Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.		
			Firma: UTN		Número del dibujo: CIME-P004	Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre		Sustitución: 4 DE 12		

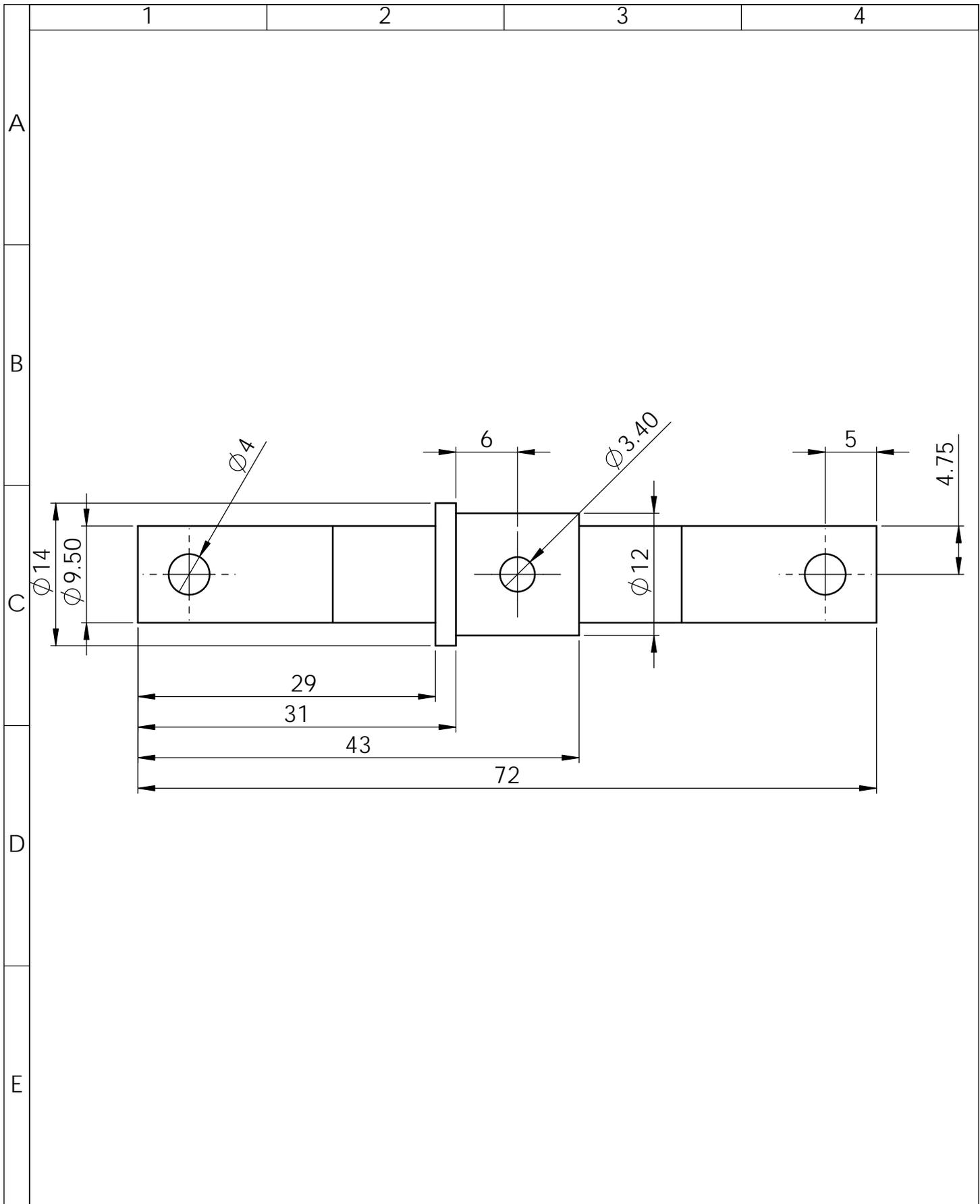


SECCIÓN AK-AK

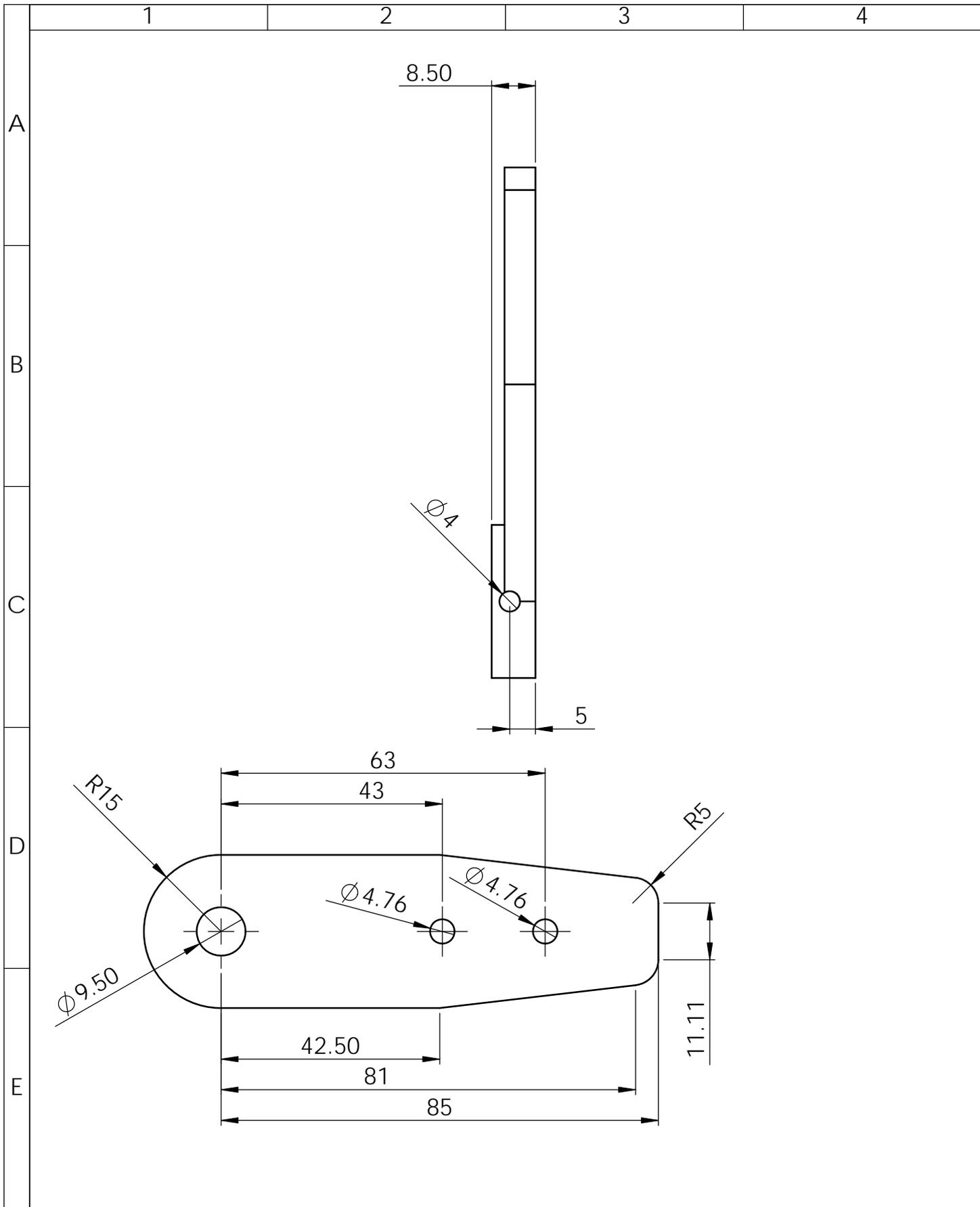


SECCIÓN AL-AL

				Tolerancia: ±0.2	Masa: 150.91 g	Materiales: RESINA POLIESTER	
				Fecha	Nombre	Denominación: BRAZO	Escala: 1:1
			Dib.	28-02-16	MÉNDEZ A.		
			Rev.	28-02-16	VILLARREAL C.		
				Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.	
				Firma: UTN		Número del dibujo: CIME-P005	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución: 5 DE 12	

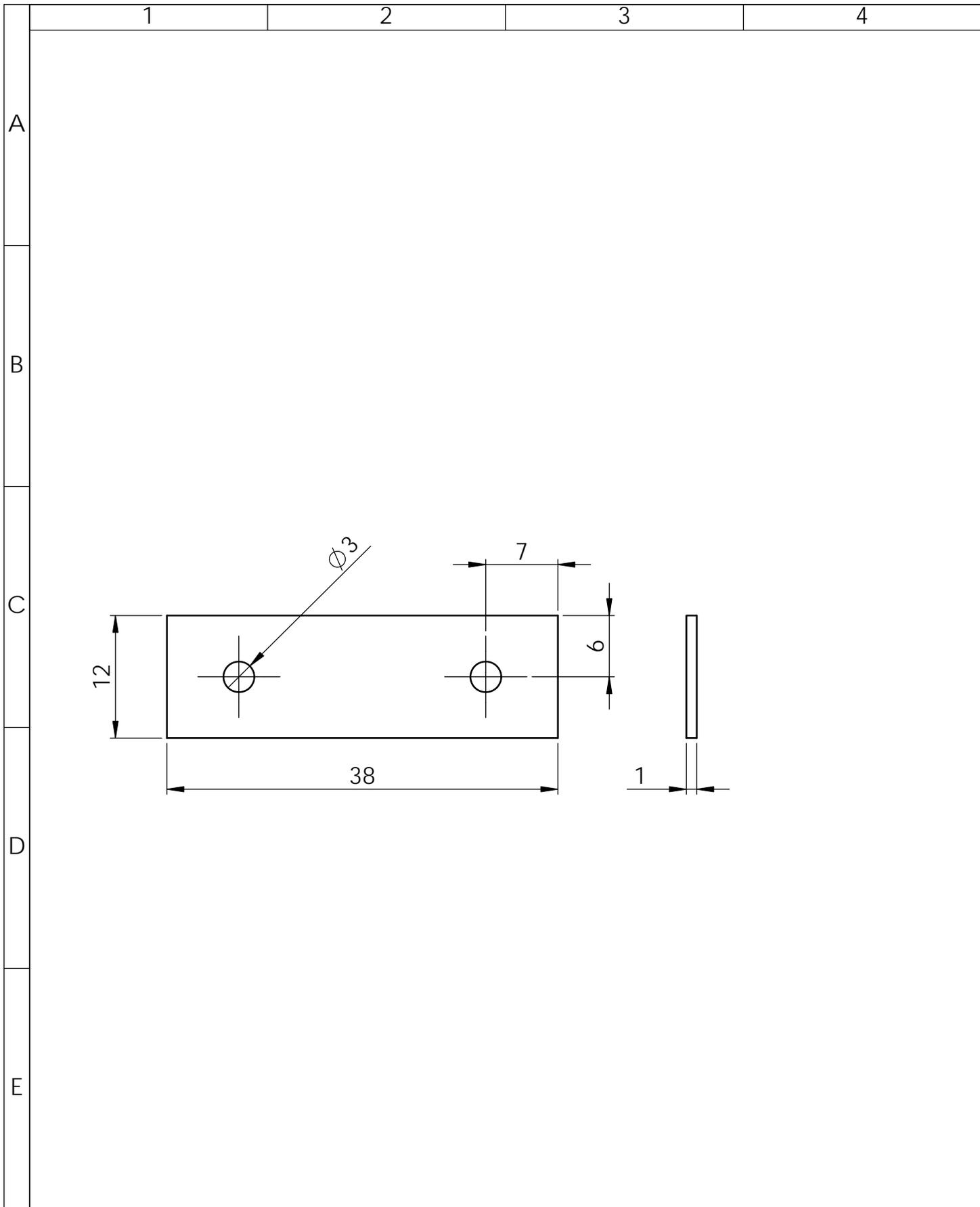


				Tolerancia: ±0.2	Masa: 42.67 g	Materiales: ASTM A36		
						Denominación: EJE	Escala: 2:1	
				Fecha	Nombre			
				Dib.	28-02-16			MÉNDEZ A.
				Rev.	28-02-16			VILLARREAL C.
				Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.		
				Firma: UTN	Número del dibujo: CIME-P006		Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución: 6 DE 12				

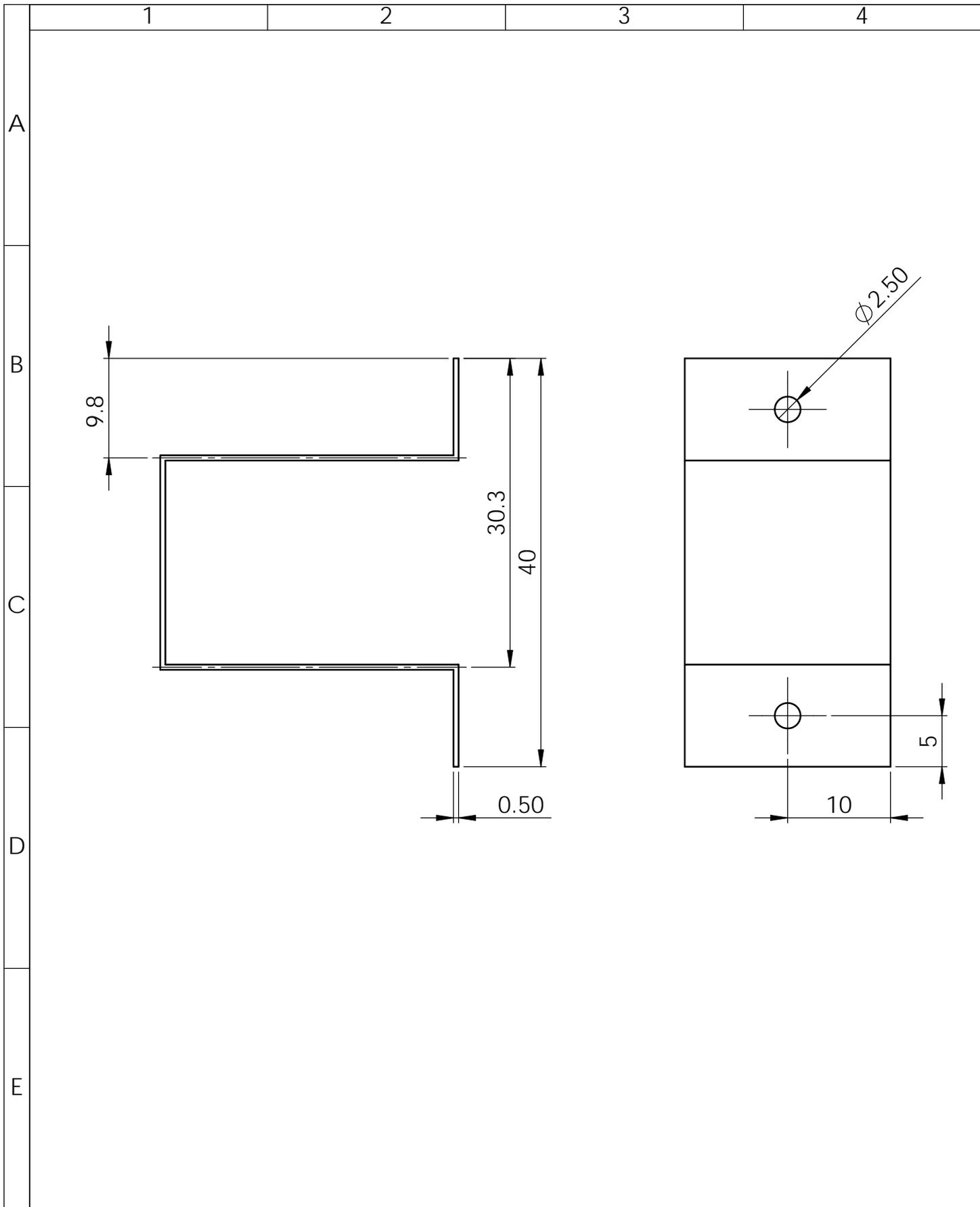


				Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
				± 0.2	23.5 g	NYLON	
					Fecha	Nombre	Denominación:
				Dib.	28-02-16	MÉNDEZ A.	
				Rev.	28-02-16	VILLARREAL C.	
				Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.	Escala:
				Firma:	UTN		
					Número del dibujo:	CIME-P007	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre		Sustitución:	7 DE 12	

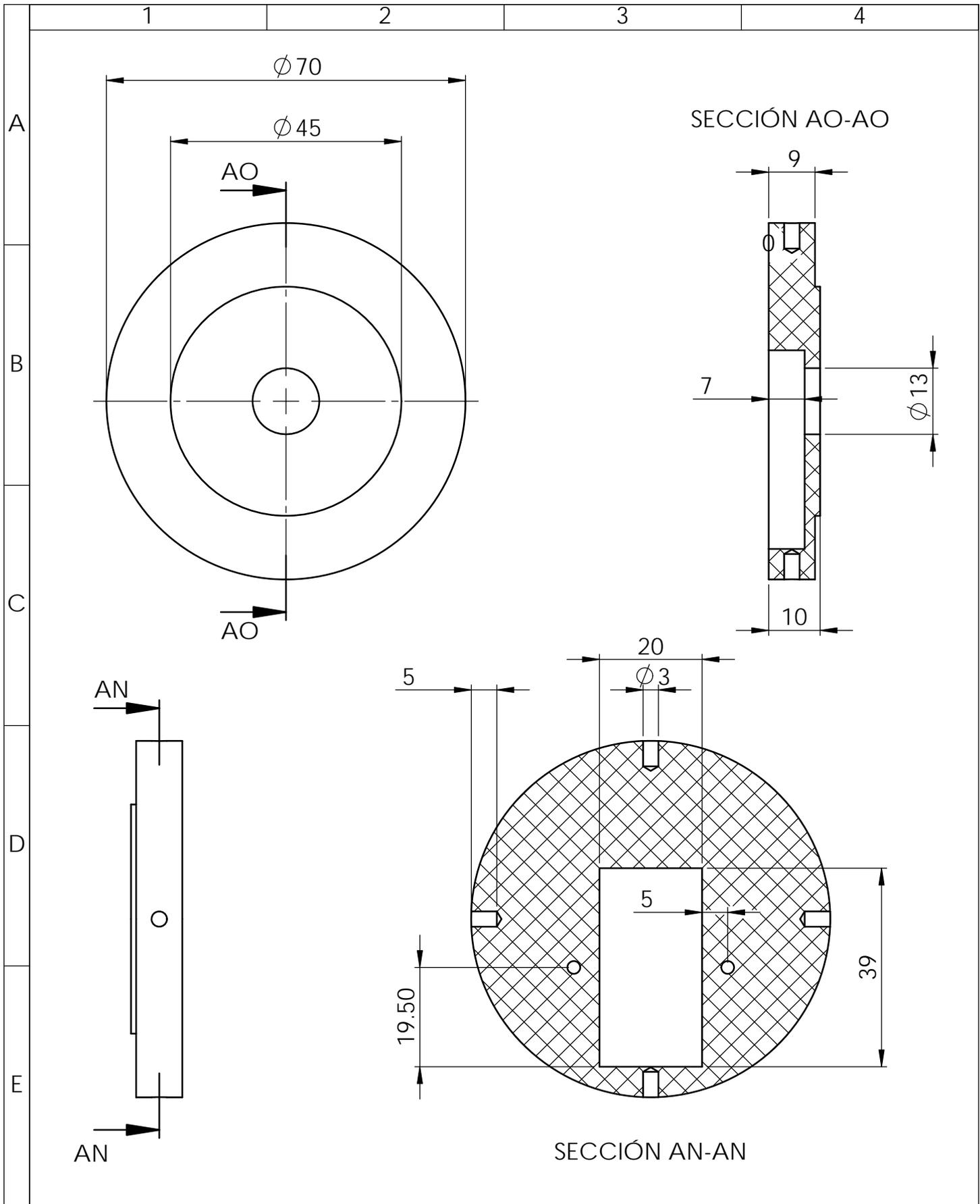




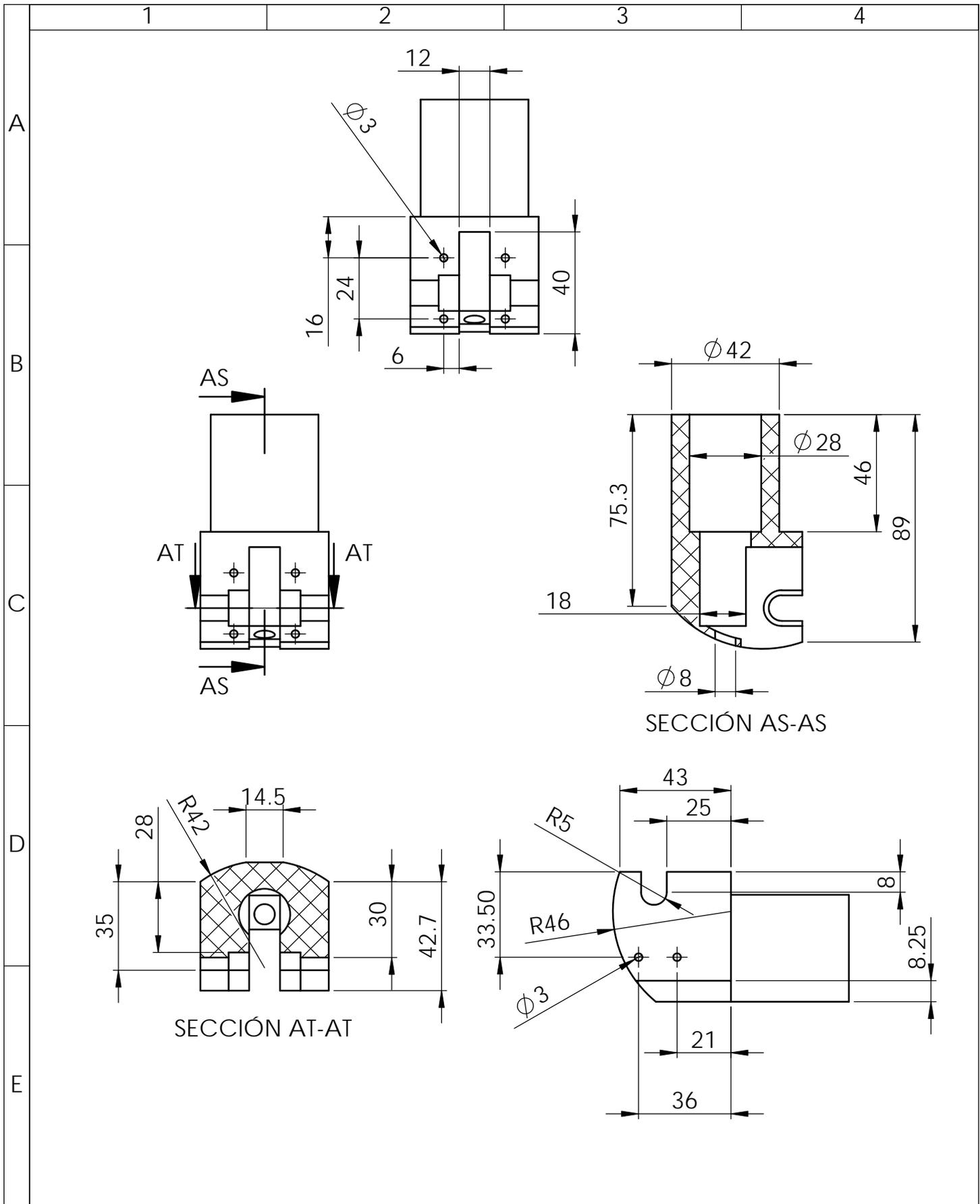
				Tolerancia: ±0.2	Masa: 23.5 g	Materiales: ASTM A36		
						Denominación: PLATINA DE SOPORTE	Escala: 2:1	
				Dib.	Fecha		Nombre	
				Rev.	28-02-16		VILLARREAL C.	
				Apro.	28-02-16		VILLARREAL C.	
				Firma: UTN		Número del dibujo: CIME-P008	Registro:	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución: 8 DE 12		



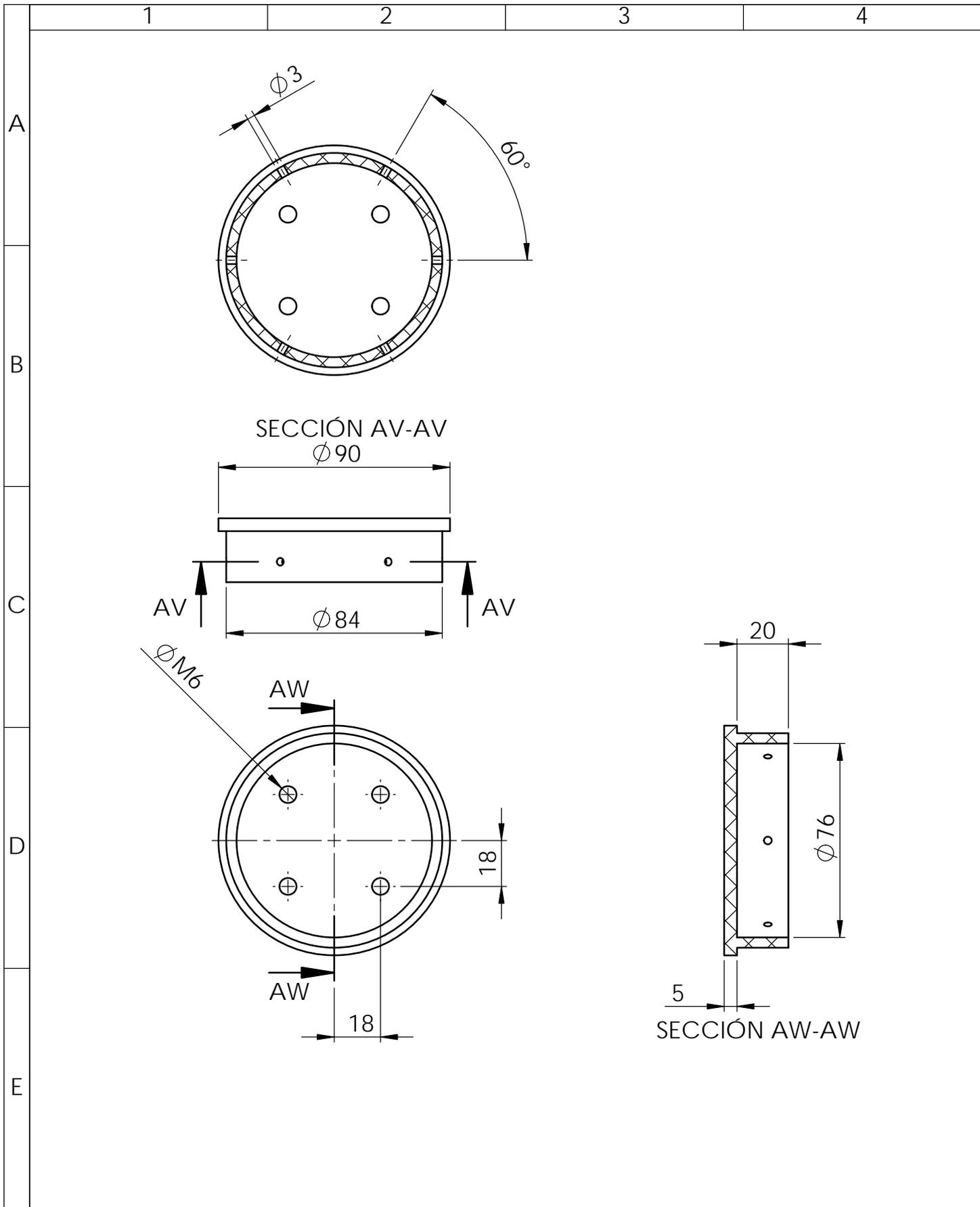
				Tolerancia:	Masa:	Materiales:	
				±0.2	7.8 g	ASTM A36	
					Fecha	Nombre	Denominación: SUJETADOR SERVOMOTOR
				Dib.	28-02-16	MÉNDEZ A.	
				Rev.	28-02-16	VILLARREAL C.	
				Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.	Escala: 2:1
				Firma:	UTN		
					Número del dibujo:	CIME-P009	Registro:
Edición	Modificación	Fecha	Nombre		Sustitución:	9 DE 12	



				Tolerancia: ±0.2	Masa: 42.18 g	Materiales: NYLON	
				Dib.	Fecha	Nombre	Denominación: SOPORTE SERVOMOTOR
				Rev.	28-02-16	VILLARREAL C.	
				Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.	
				Firma: UTN		Número del dibujo: CIME-P0010	Escala: 1:1
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución: 10DE 12	Registro:



				Tolerancia: ± 0.2	Masa: 158.23 g	Materiales: NYLON		
						Denominación: SOPORTE MOTOR DC	Escala: 1:2	
				Dib.	Fecha		Nombre	
				Rev.	28-02-16		VILLARREAL C.	
				Apro.	28-02-16	VILLARREAL C.		
				Firma: UTN		Número del dibujo: CIME-P0011	Registro:	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			Sustitución: 11DE 12		



				Tolerancia: ±0.2	Masa: 71.94 g	Materiales: NYLON		
						Denominación: SOPORTE BASE	Escala: 1:2	
				Dib.	Fecha		Nombre	
				Rev.	28-02-16		VILLARREAL C.	
				Apro.	28-02-16		VILLARREAL C.	
				Firma: UTN	Número del dibujo: CIME-P0012		Registro:	
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre	Sustitución: 12DE 12				