UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

> Trabajo de titulación previo a la obtención del Título de Ingeniero Mecánico

PROYECTO TÉCNICO:

"DESARROLLO DE UN MECANISMO DE MUÑECA CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO"

Autores:

Caldas Maurad Wilson Urpiano
Castillo Tenesaca Christian Israel

Tutor:

Ing. John Calle Sigüencia, M. Sc.

Cuenca – Ecuador

2018

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

Nosotros, Caldas Maurad Wilson Urpiano, con documento de identificación N° 0105805055 y Castillo Tenesaca Christian Israel, con documento de identificación N° 0105678668 manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación: "DESARROLLO DE UN MECANISMO DE MUÑECA CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO", mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: *Ingeniero Mecánico*, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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

Cuenca, noviembre del 2018

Wilson Urpiano Caldas Maurad
C.I.: 0105805055

Christian Israel Castillo Tenesaca
C.I.: 0105678668

CERTIFICACIÓN

Yo declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: "DESARROLLO DE UN MECANISMO DE MUÑECA CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO", realizado por Caldas Maurad Wilson Urpiano y Castillo Tenesaca Christian Israel, obteniendo el *Proyecto Técnico*, que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, noviembre del 2018

Ing. John Ignacio Calle Sigüencia, M. Sc.

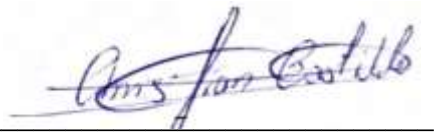
C.I.: 0102118213

DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, Caldas Maurad Wilson Urpiano y Castillo Tenesaca Christian Israel autores del trabajo de titulación "DESARROLLO DE UN MECANISMO DE MUÑECA CON DOS GRADOS DE LIBERTAD PARA UNA PRÓTESIS BIOMECÁNICA DE MANO" certificamos que el total contenido del *Proyecto Técnico*, es de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

Cuenca, noviembre del 2018

Wilson Urpiano Caldas Maurad
C.I.: 0105805055



Christian Israel Castillo Tenesaca
C.I.: 0105678668

DEDICATORIA

A Dios por haberme permitido llegar hasta este punto importante en mi vida y por haberme dado salud para lograr mis objetivos.

A mi familia, en especial a mis hermanos John y Dennis, a mis padres Claudio y María por apoyarme durante todo mi proceso de formación personal y académica.

Y a todos mis amigos, en especial a Christian, Pablo, Carlos, Andrés y Diego que siempre confiaron en mí y me brindaron su apoyo.

Wilson.

Dedico especialmente este trabajo de titulación a mis padres José y Anita ya que son mi pilar de apoyo incondicional en el cual he sabido crecer hasta llegar a convertirme en la persona que soy, con su cariño y aliento he podido cumplir otra meta planteada en mi vida.

A mis hermanos: Rocío, Luis y Nancy con los que he compartido momentos de alegrías y tristezas, sus consejos me han ayudado a mejorar como persona y seguir adelante.

Una persona especial en mi vida: Marcia con quien he compartido días maravillosos e inigualables ya que ha estado junto a mí en los buenos y malos momentos, su compañía brindada me fortalece.

A mi amigo y hermano: Wilson por haber confiado en mí para llevar a cabo este proyecto en el cual se forjo una gran amistad y de igual manera a Pablo por estar allí brindándonos su apoyo a lo largo de esta travesía.

Christian.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos en primera instancia a la Universidad Politécnica Salesiana y a su cuerpo docente que conforma la carrera de Ing. Mecánica por los conocimientos adquiridos a lo largo de nuestra formación académica y personal.

También agradecemos al Ing. John Calle y al Ing. Mauricio Villacis por la ayuda y consejos brindados en el transcurso de este proyecto de titulación.

Wilson, Christian.

RESUMEN

En el presente proyecto técnico se realiza el desarrollo de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad (GDL) para un usuario en específico. El diseño de este mecanismo realiza los movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión que al integrarse a la extremidad residual proporciona el desarrollo de actividades de la vida diaria (ADL). Este proyecto se desarrolla en cinco etapas: en la primera se establecen las necesidades del paciente y los rangos de movilidad que en la literatura revisada el límite para pronación-supinación y la flexión-extensión es de 65 ° / 77 °, 50 ° / 70 ° respectivamente; en la segunda etapa se obtiene el modelo 3D del antebrazo sano a través del escáner Artec EVA y se diseña el mecanismo con el software Autodesk Inventor, el mecanismo diseñado se valida a través de un análisis cinemático con el software ADAMS VIEW; las tres últimas etapas consisten en la construcción, pruebas del funcionamiento y mejoras del mecanismo elaborado por impresión 3D de estereolitografía (SLA). El resultado es un mecanismo de muñeca funcional, ergonómico y estético que tiene dos grados de libertad.

Palabras Clave: mecanismo de muñeca, grados de libertad, análisis cinemático, impresión 3D.

ABSTRACT

This document presents the technical development of a two-degree-of-freedom prosthetic wrist, for a specific user. The mechanism was design to do two wrist motions, pronation-supination and flexion-extension. When the prosthetic wrist is connected to the residual limb, it allows the user achieve daily activities.

This project was developed in five stages; the first stage was to establish the user´s needs and the degrees of freedom, according to the analyze literature the limit to pronation-supination is 65 ° / 77 ° and flexion-extension is 50 ° / 70 °.

The second stage was to scan the healthy forearm of the user, using ARTEC EVA scanner, and design the mechanism using Autodesk Inventor Software, the mechanism was validated through a cinematic analysis using ADAMS VIEW Software; the last three stages consist on the construction of the mechanism, test it´s functionality and improve the development using a 3D printer.

The result is a functional wrist mechanism, ergonomic and aesthetic with two-degree-of-freedom.

Keywords: wrist mechanism, degrees of freedom, kinematic analysis, 3D printing.

ÍNDICE

Cesión de derechos de autor II

Certificación III

Declaratoria de responsabilidad IV

Dedicatoria V

Agradecimientos VI

Resumen VII

Abstract VIII

Índice IX

Índice de figuras XII

Índice de tablas XVI

1. INTRODUCCIÓN 17

2. PROBLEMA 18

2.1 Antecedentes 18

2.2 Importancia y alcances 20

2.3 Delimitación 21

3. OBJETIVOS 21

3.1 Objetivo general 21

3.2 Objetivos específicos 21

4. FUNDAMENTOS TEÓRICOS 22

4.1 Anatomía de la muñeca 22

4.1.1 Osteología de la muñeca 22

4.1.2 Articulaciones de la muñeca 23

4.1.3 Ligamentos de la muñeca 24

4.1.4 Grado de libertad (GDL) 25

4.2 Análisis de la amputación 27

4.2.1 Amputación de miembro superior 28

4.2.1.1 Desarticulación de la mano y muñeca 28
4.2.2 Sensación de miembro fantasma (SMF) 28
4.2.3 Dolor de miembro fantasma (DMF) 29
4.2.4 Movimientos compensatorios 29
4.3 Mecanismos de muñeca en prótesis comerciales 29
4.3.1 Vincent evolution 3 29
4.3.2 I-limb quantum 30
4.3.3 Bebionic 30
4.3.4 Michelangelo 31
4.4 Tecnología de fabricación 32
4.4.1 Impresión 3D 32
4.4.2 Tipos de impresión 3D 32
4.4.2.1 Impresión por deposición de material fundido (FMD) 33
4.4.2.2 Impresión por sinterizado selectivo por láser (SLS) 33
4.4.2.3 Impresión por estereolitografía (SLA) 34
5. MARCO METODOLÓGICO 34
5.1 Análisis del mecanismo de muñeca de la prótesis biomecánica (segunda fase) 36
5.2 Adquisición de datos del muñón y del brazo sano 37
5.3 Diseño del mecanismo de muñeca 38
5.3.1 Determinación de especificaciones para el diseño y construcción del mecanismo 39
5.3.1.1 Tamaño 39
5.3.1.2 Rangos de movimiento 40
5.3.1.3 Masa 40
5.3.2 Selección de actuadores para los movimientos: flexión-extensión y pronación-supinación 40
5.3.3 Sistema de transmisión de movimiento 42

5.3.3.1 Engranajes para el movimiento flexión-extensión 42
5.3.3.2 Engranajes para el movimiento pronación-supinación 47
5.3.3.3 Potencia entregada por el micromotor Pololu 1000:1 52
5.3.3.4 Dimensionamiento del eje que une el mecanismo de muñeca con la mano 55
5.3.4 Modelado de sistema de acople rápido. 62
5.3.5 Modelado del mecanismo de muñeca 63
5.3.6 Modelado del socket 65
5.3.7 Incorporación del mecanismo de muñeca al socket 66
5.4 Análisis cinemático en software Adams View 66
5.5 Construcción del prototipo 72
5.5.1 Proceso de impresión 3D 72
5.5.2 Proceso CAV 77
5.6 Integración de elementos mecánicos y electrónicos 78
5.7 Pruebas de funcionamiento 80
6. ANÁLISIS Y RESULTADOS 82
6.1 Análisis del mecanismo de muñeca de la prótesis biomecánica (segunda fase) 82
6.2 Diseño del mecanismo de dos GDL 84
6.3 Construcción e integración de elementos mecatrónicos 85
6.4 Pruebas de funcionamiento 86
Conclusiones 86
Recomendaciones 87
Referencias bibliográficas 88
Anexos 92

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Movimientos de los dedos de la mano [12]. 18
Figura 2. Tipos de agarre [11]. 19
Figura 3. Movimientos de la muñeca [14]. 19
Figura 4. Huesos de la muñeca [21]. 23
Figura 5. Complejo articular de la muñeca con sus huesos y articulaciones [13]. 24
Figura 6. Principales ligamentos y tendones de la muñeca [22]. 25
Figura 7. Tipos de articulaciones [24]. 25
Figura 8. Movimientos de flexión y extensión [25]. 26
Figura 9. Movimientos de abducción y aducción [26]. 26
Figura 10. Movimientos de supinación y pronación [25]. 27
Figura 11. Niveles de amputación miembro superior [29]. 28
Figura 12. Mecanismos de muñeca para prótesis de Vincent [33]. 30
Figura 13. Mecanismos de muñeca Flexion wrist de I-limb quantum [34]. 30
Figura 14. Mecanismo de muñeca Multi-Flex con tres GDL [35]. 31
Figura 15. Mecanismo de muñeca AxonWrist con dos GDL [36]. 31
Figura 16. Diseño 3D [38]. 32
Figura 17. Impresión por FMD [39]. 33
Figura 18. Impresión por SLS [40]. 34
Figura 19. Impresión por SLA [41]. 34
Figura 20. Esquema de fabricación del mecanismo de muñeca con 2 grados de libertad. 35
Figura 21. Mecanismo de muñeca. 36
Figura 22. Masa del mecanismo de muñeca. 36
Figura 23. Dimensiones del mecanismo de muñeca. 37
Figura 24. Escáner Artec Eva [42]. 37
Figura 25. Post procesamiento del muñón. 38
Figura 26. Post procesamiento del brazo izquierdo sano. 38
Figura 27. Medición en la articulación radiocarpiana. 39
Figura 28. Medición entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana. 39
Figura 29. Micromotor Pololu 1000:1 HP 6V [46]. 41
Figura 30. Modelo en Autodesk Inventor del cuerpo de la muñeca. 41
Figura 31. Propiedades de pares de engranajes [47]. 42

Figura 32. Modelo en Autodesk Inventor para el sistema flexión-extensión. 45
Figura 33. Mallado hexaédrico del sistema de flexión - extensión. 45
Figura 34. Condiciones de simulación en el sistema flexión-extensión. 46
Figura 35. Esfuerzo por fricción en el sistema flexión-extensión. 46
Figura 36. Esfuerzo equivalente de Von Mises en el sistema flexión-extensión. 47
Figura 37. Factor de seguridad en el sistema flexión-extensión. 47
Figura 38. Engrane interno impulsado por un piñón externo [47]. 48
Figura 39. Modelo en Autodesk Inventor para el sistema pronación-supinación. 50
Figura 40. Mallado hexaédrico del sistema de pronación – supinación. 50
Figura 41. Condiciones de simulación del sistema de pronación-supinación. 51
Figura 42. Esfuerzo por fricción del sistema de pronación-supinación. 51
Figura 43. Esfuerzo equivalente de Von Mises del sistema de pronación-supinación. 52
Figura 44. Factor de seguridad del sistema de pronación-supinación. 52
Figura 45. Fuerzas que actúan sobre un diente del engranaje [47] 53
Figura 46. Modelo en Autodesk Inventor para el sistema de acople del mecanismo de muñeca y mano 56
Figura 47. Diagrama de cuerpo libre del eje. 56
Figura 48. Diagrama de cortante. 58
Figura 49. Diagrama de momento flector. 58
Figura 50. Diagrama de par de torsión 58
Figura 51. Mallado tetragonal del eje. 60
Figura 52. Datos de entrada y restricciones del eje. 61
Figura 53. Esfuerzo equivalente de Von Mises en el eje. 61
Figura 54. Factor de seguridad en el eje 62
Figura 55. Modelado en Autodesk Inventor del anillo de sistema acople rápido 62
Figura 56. Modelo final en Autodesk Inventor del mecanismo de muñeca. 63
Figura 57. Animación en Autodesk Inventor del sistema: a) flexión, b) extensión 63
Figura 58. Animación en Autodesk Inventor del sistema: a) supinación, b) pronación. 64
Figura 59. Medida del ancho en la articulación radiocarpiana. 64
Figura 60. Medida del ancho entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana. 64
Figura 61. Medida del ancho en la articulación intercarpiana. 65
Figura 62. Modelo en Autodesk Inventor del socket. 66

Figura 63. Ensamble en Autodesk Inventor del mecanismo de muñeca y socket. 66
Figura 64. Proceso de análisis cinemático. 67
Figura 65. Diseño de mecanismo. 67
Figura 66. Sistemas de engranes del mecanismo. 68
Figura 67. Fuerza de contacto: a) flexión, b) extensión 69
Figura 68. Angulo de giro: a) flexión, b) extensión. 70
Figura 69. Velocidad de translación (movimiento de flexión-extensión). 70
Figura 70. Aceleración de translación (movimiento de flexión-extensión). 71
Figura 71. Velocidad angular (movimiento de flexión-extensión). 71
Figura 72. Aceleración angular (movimiento de flexión-extensión). 71
Figura 73. Desplazamiento angular del piñón y muñeca. 72
Figura 74. Velocidad angular del piñón y muñeca. 72
Figura 75. Impresora 3D Form 2 [51]. 73
Figura 76. Proceso de impresión 3D. 73
Figura 77. Lámpara de postcurado: Form Cure [52]. 74
Figura 78. Tiempo de postcurado resina tough V5 [53]. 74
Figura 79. Tiempo de postcurado resina durable V2 [53]. 75
Figura 80. a) Cuerpo de muñeca, b) anillo de seguridad. 75
Figura 81. Parte superior del socket. 75
Figura 82. Parte inferior del socket. 76
Figura 83. Socket. 76
Figura 84. Engranajes rectos. 76
Figura 85. a) Engranaje interno, b) piñón. 77
Figura 86. Torneado del eje. 77
Figura 87. Eje mecanizado. 78
Figura 88. Micromotores implementados. 78
Figura 89. Eje implementado. 79
Figura 90. Elementos rodantes y el engrane interno implementados. 79
Figura 91. Integración del mecanismo de muñeca. 80
Figura 92. Circuito electrónico para control de motores DC [54]. 80
Figura 93. Montaje de circuito electrónico de control. 81
Figura 94. Movimiento obtenido en flexión-extensión. 82

Figura 95. Movimiento obtenido en pronación y supinación.....82
Figura 96. Mejoras estéticas.....83
Figura 97. Parámetros del sistema de pronación-supinación.....85

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características de mecanismos de muñeca en prótesis comerciales. 32
Tabla 2. Dimensiones de la muñeca del paciente. 40
Tabla 3. Rangos promedio de movimiento de la muñeca [43] [44]. 40
Tabla 4. Características del micromotor Pololu 1000:1 [46]. 41
Tabla 5. Características geométricas del engrane interno. 48
Tabla 6. Características geométricas del piñón. 49
Tabla 7. Propiedades mecánicas del acero AISI 4140 [49] 55
Tabla 8. Datos técnicos acero SAE 1018 [49] 56
Tabla 9. Volumen y tiempo de impresión. 77

1. INTRODUCCIÓN

En el Ecuador existe un alto índice de personas con amputaciones de miembros superiores, esta condición en las personas se ha convertido en una problemática social ya que la mayoría de los afectados no cuentan con recursos económicos para adquirir algún tipo de prótesis biomecánica disponible en el mercado debido a elevados costos, en el mejor de los casos algunas personas optan por utilizar prótesis estéticas las cuales carecen de funciones, pero la mayoría de personas no disponen de una prótesis y pierden la oportunidad de recuperar parte de la funcionalidad de su miembro amputado, lo que hace difícil tener una inserción laboral e imposibilita una adecuada rehabilitación de la zona afectada .

Una prótesis es un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano [1]. La pérdida de un miembro causa un gran trauma psicológico que altera la imagen del cuerpo y disminuye la autoestima de la persona afectada [2].

En los últimos años el avance en el diseño de prótesis está ligado directamente al manejo de diferentes materiales, el desarrollo tecnológico y el entendimiento de la biomecánica del cuerpo humano [3], por ello existe una gran variedad de prótesis que integran mecanismos de muñeca con diferentes grados de libertad, con capacidad de ajustarse en posiciones específicas y realizar diferentes movimientos [4].

En el presente trabajo se desarrolla el diseño de un mecanismo de muñeca con dos grados de libertad (GDL), que será implementado en la prótesis biomecánica de mano que fue desarrollada en el 2015 por Vargas [5] con la finalidad de mejorar la funcionalidad de la prótesis al integrar un GDL adicional al sistema realizado, además de que el costo de la prótesis sea mucho más bajo y la misma sea competitiva en características de funcionamiento en comparación a prótesis del mercado.

2. PROBLEMA

2.1 Antecedentes

El número de personas amputadas en el mundo mantiene un incremento anual y es difícil alcanzar la plena participación e integración social de las personas afectadas [6]. La Organización Mundial de la Salud (OMS), estima que alrededor del 15% de la población mundial vive con algún tipo de discapacidad, dentro de este valor la discapacidad motriz representa el 52%, lo que indica un alto número de personas que han sufrido alguna amputación. En Estados Unidos se estima que cada año se presentan 40.000 nuevos pacientes amputados [7]. En México según las cifras del INEGI (2010) existían 785.000 personas amputadas y en el 2014 alrededor de 935.000 [6]. En el Ecuador según las cifras del INEC (2013) [8], las amputaciones de mayor frecuencia son de extremidades superiores de mano y muñeca con 512 amputaciones solo en ese año, siendo la extremidad derecha la más amputada.

La pérdida de una mano debido a una amputación a nivel de muñeca representa un gran impacto individual, familiar, social y económico para la persona que padece dicha amputación [7][9].

Para contrarrestar esta problemática a nivel mundial se han desarrollado una variedad de prótesis de miembro superior [10], que emulan movimientos básicos, por ejemplo: flexión – extensión (Figura 1a), aducción – abducción (Figura 1b) que realizan las articulaciones de los dedos de la mano. El movimiento de oposición del pulgar hacia los otros dedos permite ejecutar varios tipos de agarres (Figura 2) los cuales son: (a) cilíndrico, (b) puntual, (c) palmar, (d) lateral, (e) esférico y (f) gancho [11], la combinación de todos estos movimientos permite a una prótesis imitar la función principal de presión y sujeción de objetos que realiza la mano humana [4].

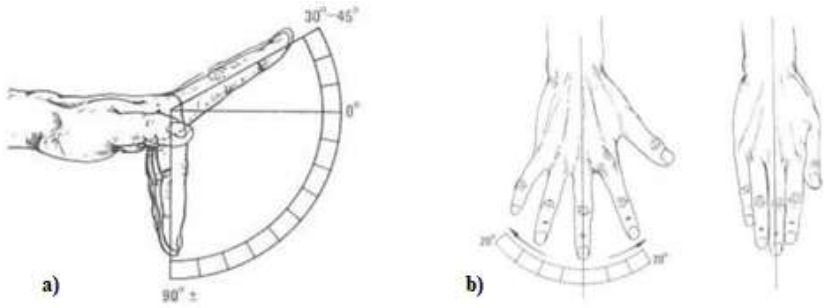


Figura 1. Movimientos de los dedos de la mano [12].

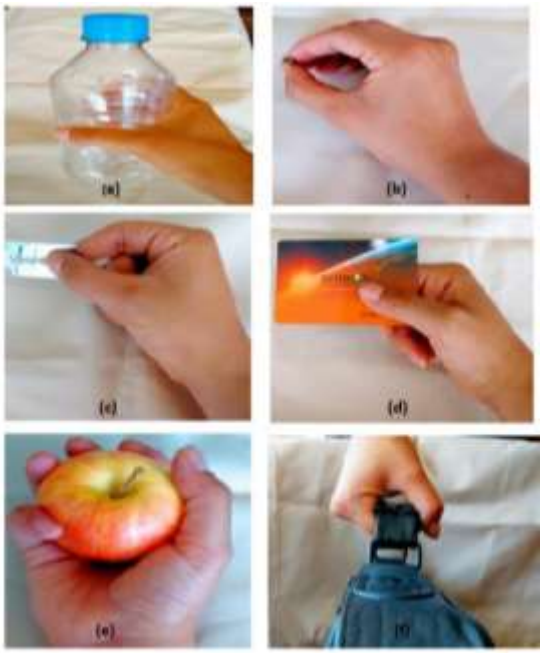


Figura 2. Tipos de agarre [11].

Las prótesis que solo emulan los movimientos de la mano se ven limitadas ante la falta de función de la muñeca ya que los usuarios de prótesis tienen que compensar esta falta de función con el uso de movimientos compensatorios que son una variedad de posiciones torpes en la parte superior del cuerpo. Un estudio realizado en Noruega reveló que la falta de función de la muñeca causa en los usuarios de prótesis lesiones en la espalda, el cuello y en la extremidad residual por el uso de movimientos compensatorios [9].

Por lo tanto, es recomendable implementar la función de muñeca en prótesis de mano ya que los movimientos de: flexión – extensión, aducción – abducción (Figura 3a) y el movimiento de pronación – supinación (Figura 3b) permiten a la mano posicionarse en diferentes ángulos y poder alcanzar objetos concretos con mayor facilidad [13].

Figura 3. Movimientos de la muñeca [14].

Sin embargo, los precios de este tipo de prótesis son elevados. Bebionic 3 desarrollada por RSL Steeper Inc [15], es un claro ejemplo de una prótesis funcional que incorpora un sistema de muñeca denominado multiflex con tres grados de libertad, este tipo de prótesis en el mercado tiene un costo entre $ 25.000 a $ 35.000 [16], este costo en Ecuador para la mayoría de usuarios hace que una prótesis de estas características sea inaccesible.

En el Ecuador se han realizado diferentes proyectos en el desarrollo de prótesis, por ejemplo, en la Universidad de las Fuerzas Armadas se desarrolló el proyecto "Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioeléctrica para desarticulación de muñeca" [17], proyecto en el que se implementó mecanismo que permitió que la prótesis realice los movimientos de agarre cilíndrico, presión en pinza y apertura de los dedos. Además, se logró realizar el movimiento de pronación – supinación al implementar un mecanismo de muñeca. Con la utilización de una interfaz mioeléctrica y un control en lazo abierto permitió al usuario realizar los movimientos requeridos. También se utilizó la impresión 3D para la construcción de algunas piezas de la prótesis.

En la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, el Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica (GIIB) ha desarrollado dos proyectos de prótesis biomecánicas de mano de bajo costo, en el proyecto "Diseño construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha (Segunda fase)" [5], se realizó mejoras estéticas a la versión 1 [18], para ello las piezas se construyeron mediante un proceso de escaneo e impresión 3D, también se incorporó un sistema de muñeca con un grado de libertad que emula el movimiento pronación – supinación. Para el control se utilizó un micro controlador que responde a las señales obtenidas desde un sensor óptico que mediante un código morse se codifica la información obtenida permitiendo el control de los actuadores logrando de esta manera realizar los movimientos programados. El costo total de la prótesis fue de $ 2134,79.

2.2 Importancia y alcances

El proyecto se genera para ayudar a compensar algunos movimientos básicos que posibilitan un mejor desenvolvimiento de la persona frente a ciertas actividades de la vida diaria, razón por la cual es importante desarrollar un mecanismo de muñeca con dos GDL que se integre a la prótesis con facilidad, que sea económico, que cumpla con las

funciones para las que está diseñado y de esta manera evite realizar movimientos compensatorios que son la causa de lesiones. Es importante que el mecanismo pueda ser replicado por otros investigadores y además sirva como base para nuevos proyectos que se puedan realizar gracias a este desarrollo.

El mecanismo integrado a la prótesis de mano favorece a un buen número de personas afectadas de bajos recursos que podrían adquirir una prótesis eficiente a un bajo costo, esto es posible ya que toda la tecnología utilizada en el proceso de construcción es accesible en el Ecuador, lo que disminuye notablemente el costo de la prótesis. Este mecanismo se incorporará a una tercera fase de la prótesis biomecánica de mano que se desarrolla por el GIIB.

2.3 Delimitación

El proyecto será desarrollado en la provincia del Azuay en el cantón Cuenca en la Universidad Politécnica Salesiana con el grupo de investigación de Ingeniería Biomédica en el laboratorio de Prototipado rápido, con el uso de tecnología como la impresión 3D por estereolitografía. La resina que se utiliza para el proceso de fabricación de las piezas es la resina Tough también conocida como resina de ingeniería que posee propiedades mecánicas ideales para este tipo de desarrollos. El laboratorio proporciona las herramientas necesarias para llevar a cabo el proyecto, esto involucra equipos para escaneado 3D, impresoras 3D y curado de la resina de ingeniería mediante aplicación de luz ultravioleta (UV).

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo general

Desarrollar un mecanismo de muñeca con 2 grados de libertad para integrar a una prótesis biomecánica de mano garantizando la ergonomía y la estética para mejorar la funcionalidad del equipo.

3.2 Objetivos específicos

- Realizar el análisis del mecanismo de muñeca de la prótesis biomecánica (segunda fase).
- Diseñar el prototipo y los mecanismos para el movimiento de la prótesis de muñeca, teniendo en cuenta la antropometría de la persona y la estética del

dispositivo, realizando previamente el estudio teórico del estado del arte del desarrollo de prótesis.

- Construir todos los elementos diseñados considerando sistemas de prototipado rápido e integrarlos con los elementos mecatrónicos que cumplan las condiciones de eficiencia y ergonomía en el prototipo definido.
- Realizar pruebas de funcionamiento para desarrollar mejoras en función de la implementación del dispositivo mecánico.

4. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Para el desarrollo del mecanismo es necesario realizar un análisis de la anatomía de la muñeca para comprender el funcionamiento del área involucrada. Además, se hace un análisis del nivel de amputación para conocer las condiciones del miembro amputado y con ello caracterizar las necesidades del paciente. Posteriormente se hace referencia a los desarrollos de mecanismos de muñeca integrados en prótesis comerciales qua hay en el mercado. Finalmente se hace una breve descripción de la tecnología de fabricación que se va a utilizar para la construcción del mecanismo.

4.1 Anatomía de la muñeca

4.1.1 Osteología de la muñeca

La muñeca cumple la función de posicionamiento de la mano en el espacio lo que le permite agarrar un objeto de una manera más fácil y simple [19], la muñeca está conformada por un conjunto de ocho huesos que se denomina carpo, estos huesos están dispuestos en dos filas de cuatro como se explica a continuación.

- **La fila proximal:** se compone del escafoides, semilunar, piramidal y el pisiforme, estos huesos se articulan con el radio y el cúbito para crear la articulación radiocarpiana. Aquí es donde se producen las acciones principales de la muñeca [20].
- **La fila distal:** se compone del trapecio, trapezoide, hueso grande y hueso ganchoso, los cuales se encuentran con los cinco metacarpianos que se articulan con los falanges proximales [20], como se observa en la Figura 4.

Figura 4. Huesos de la muñeca [21].

4.1.2 Articulaciones de la muñeca

Formado por la articulación radiocarpiana (elipsoidea), entre las carillas de la superficie articular del radio y los huesos escafoides y semilunar del carpo. La articulación radiocubital (trocoide) entre cavidad sigmoidea de la cara interna del radio y la cabeza cubital. La articulación mediocarpiana, constituye condiloartrosis, tanto en los huesos de la primera hilera (escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme), los cuales están unidos mediante artrodias y por dos membranas interóseas para mejorar su movilidad, como los huesos de la segunda hilera (trapecio, trapezoide, grande y ganchoso) que también son: artrodias aunque con una movilidad más limitada por estar unidos por potentes ligamentos, entre los que aparece el ligamento anular que une al trapecio y al ganchoso; las articulaciones intercarpianas, entre los huesos de las propias hileras; y las articulaciones carpometacarpianas, entre la hilera distal del carpo y los huesos metacarpianos. Todas estas articulaciones, de una manera u otra intervienen en los complejos movimientos que se dan en esta zona anatómica [13] las mismas se muestran en la Figura 5.

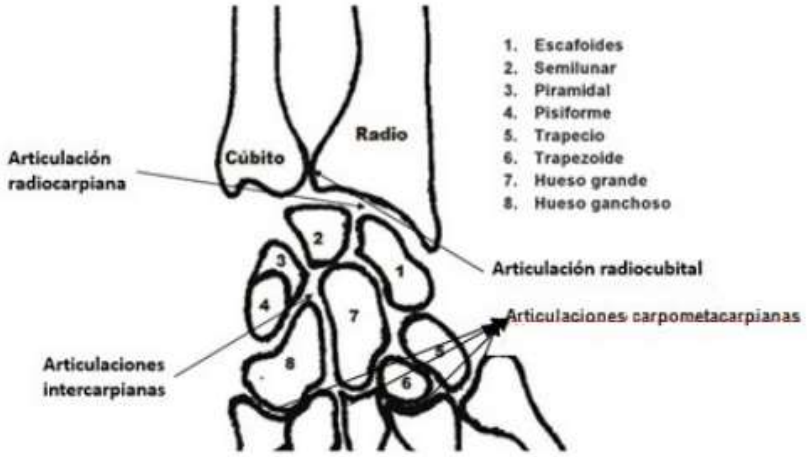


Figura 5. Complejo articular de la muñeca con sus huesos y articulaciones [13].

4.1.3 Ligamentos de la muñeca

Los ligamentos cumplen la función de estabilidad del carpo, dicha estabilidad se da por dos tipos de ligamentos:

- Los ligamentos extrínsecos: se originan en el antebrazo y unen los huesos del carpo con el radio o el cubito, suelen ser más largos y menos vulnerables a traumatismos.
- Los ligamentos intrínsecos: relacionan los huesos del carpo entre sí, estabilizan la base de la mano.

En la Figura 6a se observa la cara palmar en la que se encuentra los siguientes ligamentos y tendones, 1: ligamentos extrínsecos radiocarpianos palmares, 2: ligamentos extrínsecos cubitocarpianos palmares, 3: ligamentos intrínsecos mediocarpianos palmares laterales, 4: ligamentos intrínsecos mediocarpianos palmares mediales, 5: tendón cubital anterior; 6: tendón palmar mayor.

En la Figura 6b se observa la cara dorsal en la que se encuentra los siguientes ligamentos y tendones, 7: ligamentos intrínsecos radiocarpianos dorsales, 8: ligamentos intrínsecos mediocarpianos radiales, 9: ligamentos intrínsecos mediocarpianos dorsales, 10: tendones radiales I y II, 11: tendón cubital posterior, 12: tendón abductor largo del pulgar [22].

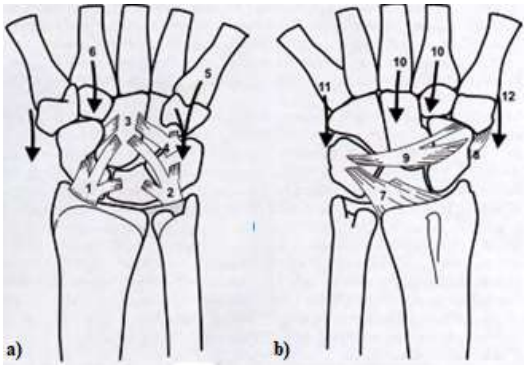


Figura 6. Principales ligamentos y tendones de la muñeca [22].

4.1.4 Grado de libertad (GDL)

Se define como Grado de libertad a cada uno de los movimientos independientes que puede realizar cada articulación con respecto a la anterior. El movimiento de cada una de las articulaciones puede ser de desplazamiento, giro o una combinación de ellos, con lo que se pude obtener 6 articulaciones como se muestra en la Figura 7. El número de GDL suele coincidir con el número de eslabones de la cadena cinemática [23].

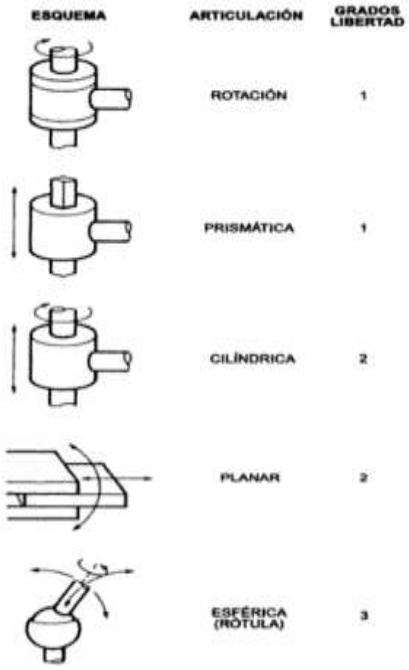


Figura 7. Tipos de articulaciones [24].

La muñeca tiene la capacidad de realizar los siguientes movimientos: se debe tener en cuenta que todos los movimientos de la muñeca se logran con estabilidad de las articulaciones, control de la fuerza y precisión [13].

- Movimiento de flexión: movimientos de la palma de la mano hacia la cara volar del antebrazo, este movimiento alcanza una amplitud entre 80 a 90°, como se indica en la Figura 8a.

- Movimiento de extensión: en la Figura 8b, se visualiza movimiento del dorso de la mano hacia la cara dorsal del antebrazo, es un movimiento de la articulación mediocarpiana donde alcanza 50° [10].

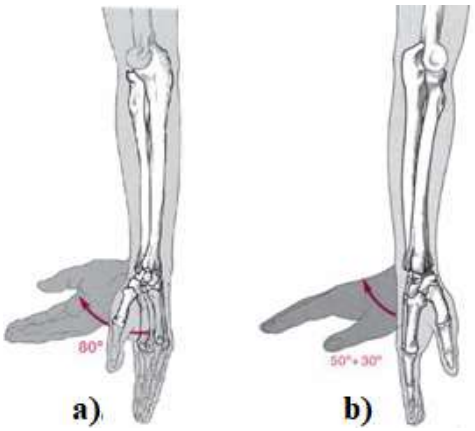


Figura 8. Movimientos de flexión y extensión [25].

- Movimiento de abducción: es la inclinación radial de la muñeca, tiene una amplitud que oscila entre 15 y 25 grados con la muñeca en supinación como se observa en la Figura 9a. El 60% de este movimiento es responsabilidad de la articulación mediocarpiana.
- Movimiento de aducción: es la inclinación cubital de la muñeca, tiene una amplitud que oscila entre 40 y 45 grados como se observa en la Figura 9b. El 66 % del movimiento es responsabilidad de la articulación mediocarpiana [13].

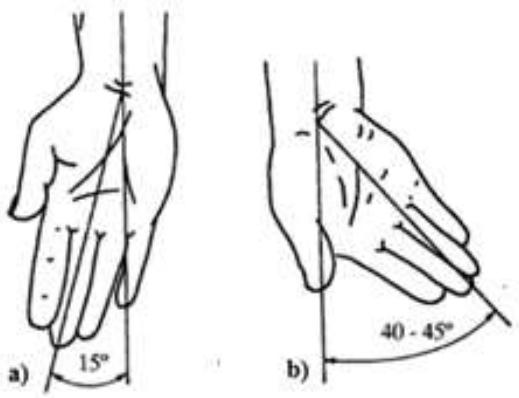


Figura 9. Movimientos de abducción y aducción [26].

- Movimiento de supinación: la mano se halla inicialmente en pronación, con el dorso situado anteriormente, la supinación descruza el radio y lo desplaza lateralmente, el movimiento alcanza 120° aproximadamente, como se indica en la Figura 10a.
- Movimiento de pronación: la mano se halla inicialmente en supinación, los dos huesos del antebrazo están paralelos, la pronación cruza el radio anteriormente al cúbito en el curso del movimiento que alcanza 120° aproximadamente, como se indica en la Figura 10b [10].

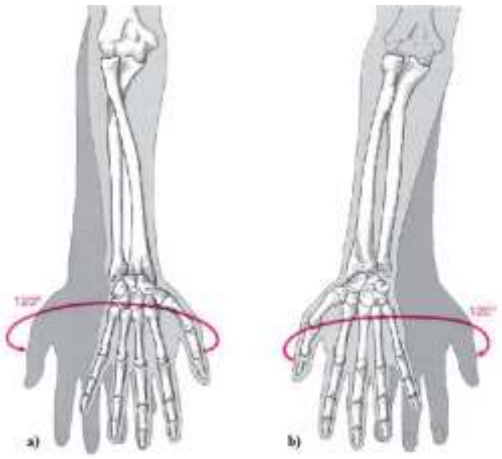


Figura 10. Movimientos de supinación y pronación [25].

Se debe tener en cuenta que el GDL pronación y supinación ocurre en el antebrazo, ya que el radio cruza sobre el cúbito en un movimiento de torsión [4].

4.2 Análisis de la amputación

La amputación es el más antiguo de todos los procedimientos quirúrgicos practicados por el hombre [27], en la elección de las prótesis a utilizar desempeña un papel importante el nivel de amputación o el tipo de displasia que se trate [1].

La decisión del nivel de la amputación quirúrgica es determinada por el cirujano que debe evaluar la enfermedad, la edad y la disponibilidad de los sustitutivos de los miembros [28], según estadísticas se tiene que las amputaciones por enfermedad y accidentes profesionales son más frecuentes en varones, el 76% son de los miembros inferiores y el 23% de miembros superiores [2].

4.2.1 Amputación de miembro superior

Las consecuencias por este tipo de amputación, son muy evidentes ya que la pérdida del miembro o parte del mismo implica una pérdida de la función relación – precisión y esto tienen un gran impacto en sus actividades de la vida diaria [7][9]. Quirúrgicamente las amputaciones de miembro superior presentan menos dificultades para la confección del muñón porque no está sometido a la presión del peso corporal como sucede con el miembro inferior [7]. En la Figura 11 se puede observar los diferentes tipos de amputaciones de miembro superior.

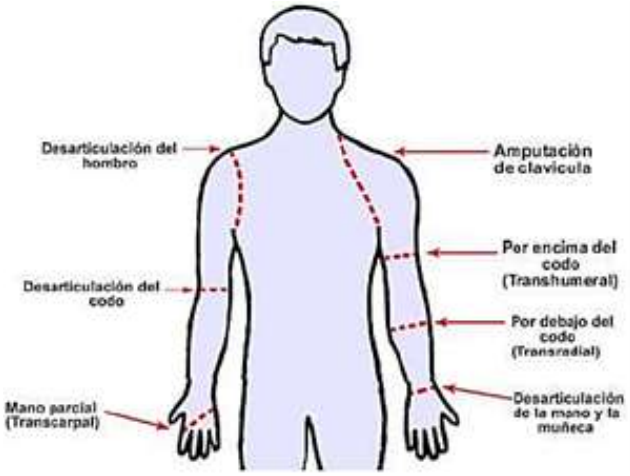


Figura 11. Niveles de amputación miembro superior [29].

4.2.1.1 Desarticulación de la mano y muñeca

La desarticulación es cuando el nivel de amputación pasa a través de una línea articular [17]. Siempre que sea posible la amputación transcarpiana o la desarticulación de la muñeca son preferibles a la amputación del antebrazo ya que se conserva cuando menos 50% de la pronación-supinación con la prótesis colocada. Sin embargo, uno de los problemas principales es el estético, pues la prótesis incrementa la longitud de la extremidad, aunque con los dispositivos actuales este problema puede ser subsanado [6].

4.2.2 Sensación de miembro fantasma (SMF)

La experiencia del miembro fantasma se presenta en el 90 a 100% de los pacientes amputados durante el primer mes post–amputación de una extremidad, es una sensación que en la mayoría de pacientes se caracteriza por un dolor intenso, mientras que en otros solo se percibe un elevado grado de realidad la presencia del miembro amputado [17] [30].

4.2.3 Dolor de miembro fantasma (DMF)

Sensación dolorosa originada en la porción amputada de la extremidad, aunque suele disminuir parcialmente con el paso de los meses. Su incidencia y severidad aumentan en amputaciones proximales y en casos de mal control analgésico previo a la amputación [30].

4.2.4 Movimientos compensatorios

Las personas cuyo miembro superior ha sido reemplazado por una prótesis que no proporciona movimiento en el antebrazo y la muñeca pueden necesitar compensar el movimiento perdido en una articulación por el movimiento excesivo e inusual en otras articulaciones [31].

Estos movimientos excesivos e inusuales que realizan las personas cuando intentan completar una tarea se denominan movimientos compensatorios [19]. Estos movimientos deben de evitarse ya que son difíciles de desaprender y pueden causar acortamiento muscular, lesiones por esfuerzo repetitivo, cambios en la cinemática del codo, el hombro, o el torso, debido a que la persona evita el uso de las articulaciones del lado afectado [31] [32]. El desplazamiento del tronco es un movimiento compensatorio que se produce por la falta o reducción de la extensión del codo y la flexión del hombro cuando una persona quiere orientar sus manos para agarrar algún objeto [32].

4.3 Mecanismos de muñeca en prótesis comerciales

4.3.1 Vincent evolution 3

Es una prótesis de mano de Vincent System, que combina la forma anatómica y la funcionalidad, con el peso más bajo en esta clase de prótesis, que cuenta con cuatro opciones de muñeca.

La Figura 12a muestra el mecanismo quicksnap que permite un movimiento silencioso de rotación, la Figura 12b muestra el mecanismo quicksnap +flexión que conserva el movimiento de rotación y además genera el movimiento de flexión en siete posiciones diferentes, la Figura 12c muestra el mecanismo short que permite el movimiento rotacional, adecuado para muñones largos debido a su baja profundidad de

montaje y la Figura 12d muestra el mecanismo short + flexión que genera el movimiento de flexión conservando el movimiento rotacional [33].

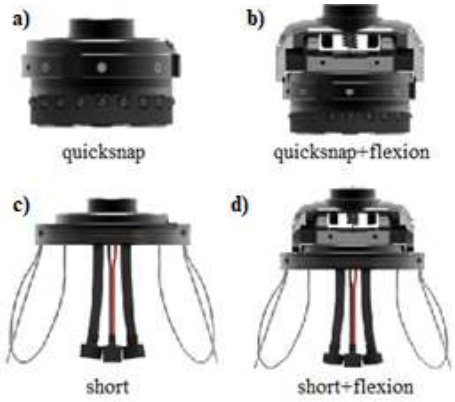


Figura 12. Mecanismos de muñeca para prótesis de Vincent [33].

4.3.2 I-limb quantum

Es el nuevo estándar para prótesis de mano mioeléctricas de la empresa Touch Bionics. El mecanismo de muñeca permite un movimiento de rotación generando mayor control al realizar las actividades diarias. Su bloqueo magnético de flexión permite colocar en diferentes rangos de posicionamiento la prótesis.

La Figura 13a muestra el bloqueo de flexión de la muñeca para posicionar a + 40°, + 20°, 0 °, -20°, -40° la prótesis, mientras que la Figura 13b muestra el desbloqueo para un posicionamiento con resorte de + 40° a -40° [34].

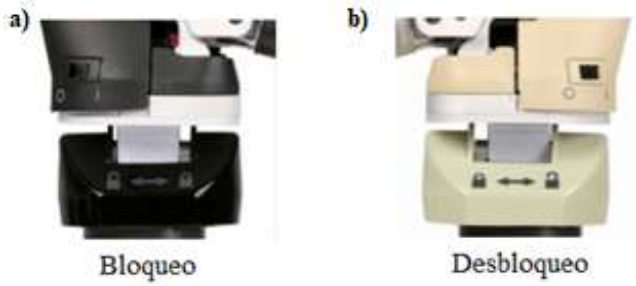


Figura 13. Mecanismos de muñeca Flexion wrist de I-limb quantum [34].

4.3.3 Bebionic

Es la prótesis de mano mioeléctrica más realista del mundo de la empresa Ottobock, su diseño la hace resistente y duradera a comparación de otras manos disponibles, posee 14 patrones de agarre y diferentes posiciones de la mano. Actualmente

existe cuatro opciones de mecanismos de muñeca para la mano bebionic con diferentes GDL, el mecanismo con tres GDL denominado Multi-Flex permite el bloqueo de movimiento a + 30° (flexión), 0° (neutro), - 30° (extensión). Además, permite realizar los movimientos de rotación, aducción y abducción de 30° [35]. El mecanismo mencionado se muestra en la Figura 14.

Figura 14. Mecanismo de muñeca Multi-Flex con tres GDL [35].

4.3.4 Michelangelo

Esta prótesis tiene un diseño natural que proporciona un aspecto armonioso en conjunto con el resto del cuerpo. En la Figura 15 se muestra el mecanismo de muñeca AxonWrist incorporado en la prótesis, que permite el movimiento de flexión, extensión y rotación; estas funciones brindan al usuario una mayor libertad de movimiento, que reduce al mínimo la compensación no natural y contribuye a mantener una postura corporal sana [36].

Figura 15. Mecanismo de muñeca AxonWrist con dos GDL [36].

La Tabla 1 muestra las características de los mecanismos de muñeca que se describieron anteriormente.

Tabla 1. Características de mecanismos de muñeca en prótesis comerciales.

Mecanismo	GDL	Movimiento	Rango de movimiento (°)	Rango de posicionamiento (°)	Masa (g)
quiksnap+flexion [33]	2	Pronación - supinación	360	-	88.3
		Flexión - extensión	±54	Cada 18	
Flexion wrist [34]	2	Pronación - supinación	360	-	161
		Flexión - extensión	±40	Cada 20	
Multi-Flex [35]	3	Pronación - supinación	360	-	-
		Flexión - extensión	±30	Cada 30	
		Aducción - abducción	±30	Cada 30	
AxonWrist [36]	2	Pronación - supinación	360	Cada 15	180
		Flexión - extensión	-75 a +45	Flexión: cada 18.75 , extensión: cada 15	

4.4 Tecnología de fabricación

4.4.1 Impresión 3D

La impresión 3D es un grupo de tecnologías de fabricación donde un objeto tridimensional diseñado en cualquier programa CAD (Diseño Asistido por Computador) es creado en una impresora 3D la cual reproduce el diseño a través de la superposición de capas sucesivas de material (Figura 16) generando un modelo físico volumétrico [37] [38].

Figura 16. Diseño 3D [38].

4.4.2 Tipos de impresión 3D

Las tecnologías de impresión 3D son muy variadas de acuerdo al material y tecnología que se usa para crear un objeto 3D que puede ser utilizado como prototipo de producto, a continuación, se describen las más utilizadas.

4.4.2.1 Impresión por deposición de material fundido (FMD)

La impresión por FMD crea objetos complejos a partir de plástico fundido que se extruye a través de una boquilla. El filamento de plástico (o incluso de metal) está originalmente enrollado en una bobina que se desenrolla para entregar el material a la boquilla de extrusión al tiempo que la boquilla, o el objeto son movidos a lo largo de tres ejes (Figura 17) mediante un mecanismo controlado por computador y el material se endurece inmediatamente después de su extrusión [37] [38].

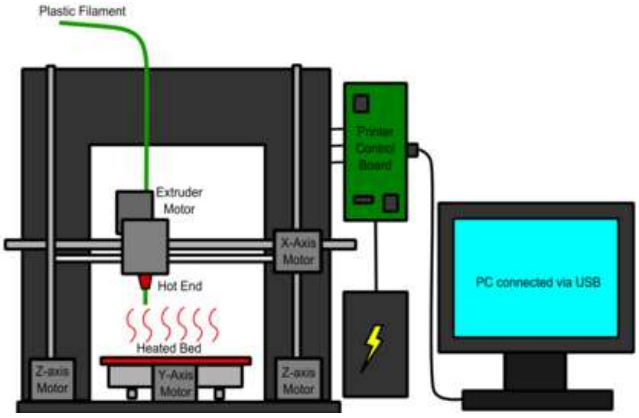


Figura 17. Impresión por FMD [39].

4.4.2.2 Impresión por sinterizado selectivo por láser (SLS)

En la Figura 18 se muestra los elementos que permiten realizar la impresión por SLS, este tipo de impresión es una técnica de adición en el cual se deposita una capa de polvo, de unas décimas de milímetro, con la ayuda de un láser este material llega a una temperatura adecuada el cual sinteriza el polvo en los puntos seleccionados causando que las partículas se fusionen y solidifiquen, generando la forma del diseño [37] [38].

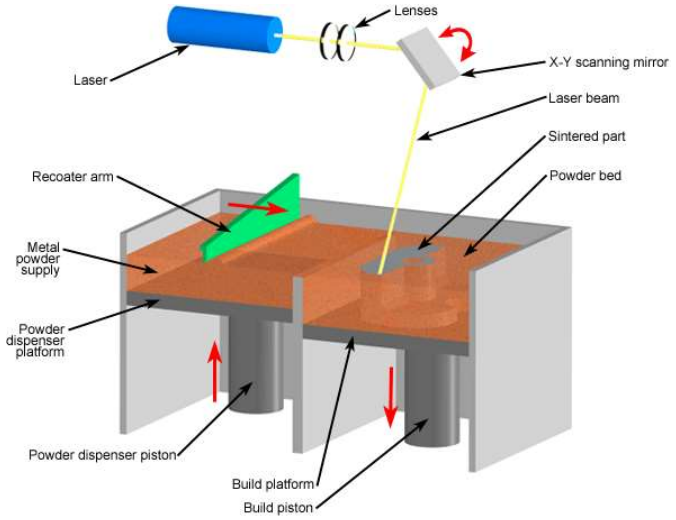


Figura 18. Impresión por SLS [40].

4.4.2.3 Impresión por estereolitografía (SLA)

La impresión por SLA aplica un haz de luz ultravioleta a una resina líquida contenida en un tanque. La luz UV va solidificando la resina capa por capa. La base que soporta la estructura se desplaza hacia abajo para que la luz vuelva a ejercer su acción sobre el nuevo baño, así hasta que el objeto alcance la forma deseada. Con este método se consiguen piezas de alta calidad, pero se puede desperdiciar cierta cantidad de material en función del soporte que sea necesario fabricar [38]. En la Figura 19 se muestra algunos elementos que permiten realizar la impresión por SLA.

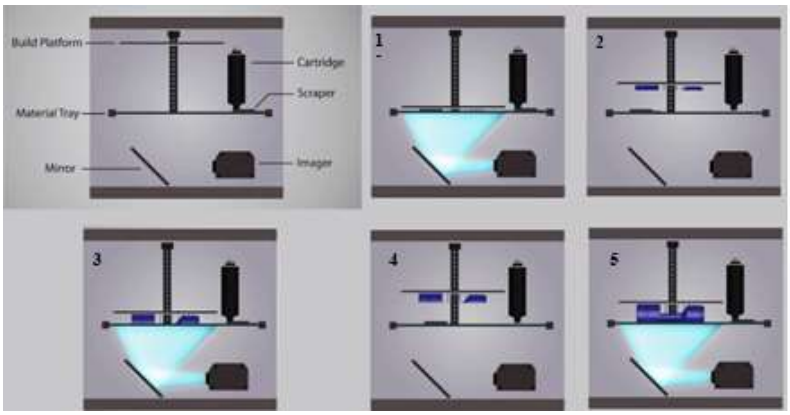


Figura 19. Impresión por SLA [41].

5. MARCO METODOLÓGICO

Para desarrollar con éxito el mecanismo de muñeca con 2 grados de libertad para una prótesis biomecánica de mano, es indispensable realizar un trabajo conjuntamente con el grupo de investigación de ingeniería biomédica que desarrollan los demás

componentes de la prótesis biomecánica para garantizar que todos los elementos diseñados se puedan integrar sin ningún inconveniente, en la Figura 20 se muestra el proceso a seguir, con los siguientes puntos descritos.

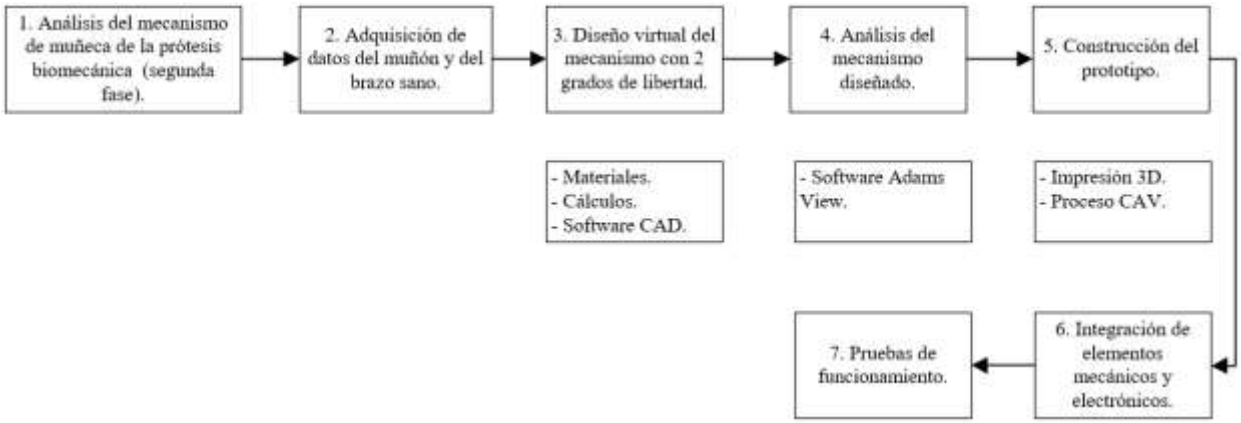


Figura 20. Esquema de fabricación del mecanismo de muñeca con 2 grados de libertad.

- En primer lugar, se realiza un análisis del mecanismo de muñeca de la próstesis biomecánica (versión 2), identificando los inconvenientes en la antropometría y funcionamiento.
- Luego se realiza el escaneado del muñón y del brazo sano de la persona con el escáner Artec Eva 3D, para obtener la antropometría y dimensiones precisas de una manera rápida.
- Una vez finalizado el escaneo, se procese a diseñar el mecanismo empleando el software Autodesk Inventor 2018, garantizando la estética del mismo teniendo en cuenta la antropometría de la muñeca.
- Para validar el diseño realizado se emplea el software Adams con el que se realiza el análisis cinemático del mecanismo.
- A partir de la validación se procede a construir las diferentes partes del mecanismo a través del prototipado rápido (impresión 3D por estereolitografía) y con el uso de máquinas herramientas (torno, fresadora).
- Una vez construido las diferentes partes del mecanismo se integran con los elementos electrónicos y se procede a incorporar a la prótesis biomecánica de mano.
- Se procede a verificar la funcionalidad del mecanismo al realizar las pruebas de funcionamiento, de esta manera se puede identificar si existe algún problema y se proceda a realizar las mejoras en el prototipo desarrollado.

5.1 Análisis del mecanismo de muñeca de la prótesis biomecánica (segunda fase)

El mecanismo desarrollado asimila el movimiento de pronación-supinación de la muñeca, lo cual proporciona a la mano colocarse en diferentes posiciones angulares, este movimiento se genera por el accionamiento de un micromotor colocado en el centro del mecanismo, a dicho motor se le incorpora un eje de 4 dientes (Figura 21a) que trasmite el movimiento a la mano y poder realizar un giro de 360° hacia la izquierda o derecha. El accionamiento del motor se genera por medio de un sensor óptico (Figura 21b) el cual capta señales generadas por un código morse.

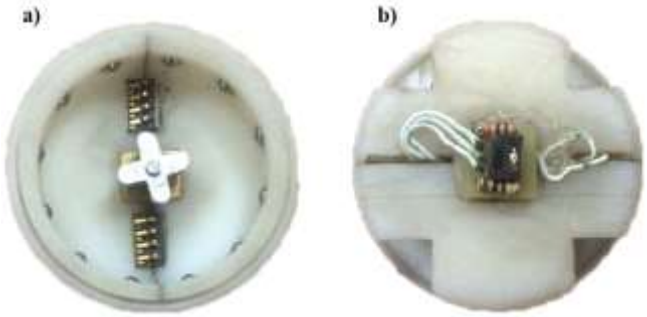


Figura 21. Mecanismo de muñeca.

El mecanismo también presenta un sistema de acople rápido de la mano y muñeca respecto al socket, con el objetivo de realizar la carga de la batería que se encuentra incorporada en el dorso de la mano. La masa de este mecanismo de muñeca es de 84.67g como se observa en la Figura 22.

Figura 22. Masa del mecanismo de muñeca.

En el desarrollo del mecanismo no se consideró la antropometría ni la estética de la muñeca del paciente por lo que se obtuvo un diseño de geometría cilíndrico y sus dimensiones se muestran en la Figura 23.

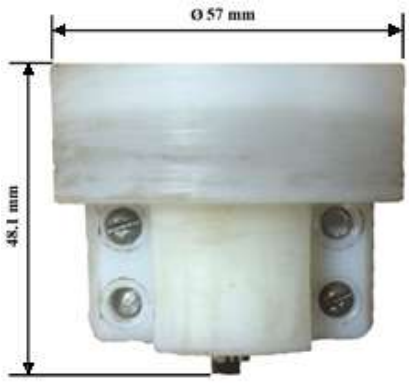


Figura 23. Dimensiones del mecanismo de muñeca.

5.2 Adquisición de datos del muñón y del brazo sano

Para el desarrollo del mecanismo se utiliza las medidas y datos antropométricos de un paciente varón de 19 años de edad el cual padece una amputación a nivel de desarticulación de mano y muñeca.

La obtención de la antropometría del muñón y del brazo sano en 3D se lo realiza a través del escáner Artec Eva (Figura 24), las características del escáner se muestran en el Anexo 1.

Figura 24. Escáner Artec Eva [42].

En el software Artec Studio 12 se realiza el escaneo y post procesamiento de los datos 3D para obtener la superficie del muñón y brazo sano como se observa en la Figura 25 y Figura 26 respectivamente.

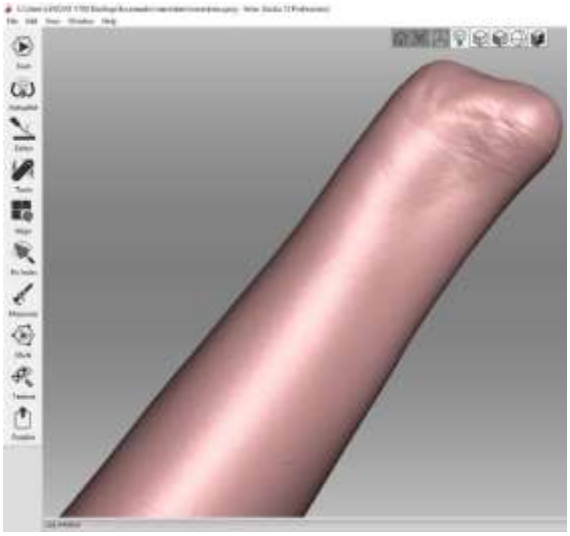


Figura 25. Post procesamiento del muñón.

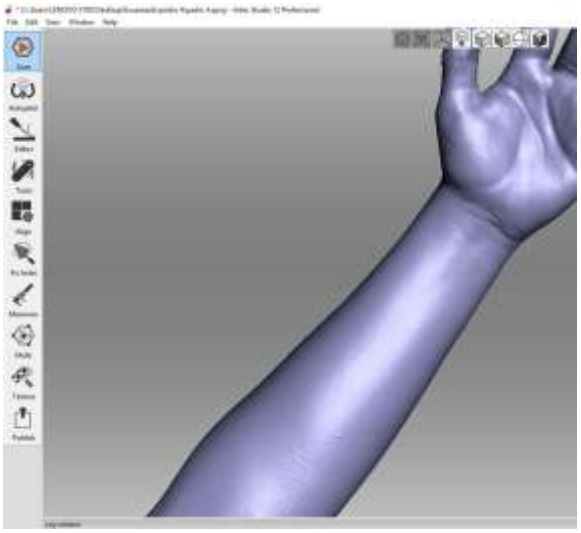


Figura 26. Post procesamiento del brazo izquierdo sano.

5.3 Diseño del mecanismo de muñeca

Para mejorar la funcionalidad de la prótesis se realiza el diseño de un mecanismo que simule el movimiento de flexión-extensión y pronación-supinación de la muñeca, de esta manera se incorpora un GDL adicional respecto al mecanismo desarrollado anteriormente. Todos los elementos que conforman el mecanismo de muñeca son modelados en el software Autodesk Inventor Professional 2018.

5.3.1 Determinación de especificaciones para el diseño y construcción del mecanismo

5.3.1.1 Tamaño

Las dimensiones del mecanismo deberán ser iguales a las dimensiones de la muñeca del paciente para conservar la antropometría, para ello se procede a tomar las dimensiones de la muñeca con un calibrador pie de rey. En la Figura 27 se observa el ancho de la muñeca en la articulación radiocarpiana, y en la Figura 28 se muestra el ancho del carpo.

Figura 27. Medición en la articulación radiocarpiana.

Figura 28. Medición entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana.

Los valores de las mediciones se presentan en la Tabla 2.

Tabla 2. Dimensiones de la muñeca del paciente.

Ancho de la muñeca en la articulación radiocarpiana (mm)	Ancho de la muñeca entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana (mm)
63.3	47.6

Debido a que el ancho de la muñeca en la articulación intercarpiana del muñón no se puede medir de manera precisa, se establece que el valor sea de 48.1 mm mostrada en la Figura 23.

5.3.1.2 Rangos de movimiento

La funcionalidad del mecanismo se restringe para el desarrollo de actividades de la vida diaria, por lo tanto, los movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión se encuentran dentro de los límites presentados en la Tabla 3.

Tabla 3. Rangos promedio de movimiento de la muñeca [43] [44].

Pronación - supinación (°)	Flexión - extensión (°)
65 - 77	50 - 70

5.3.1.3 Masa

La masa del mecanismo está dado por su tamaño y capacidades de funcionamiento, esto significa que no existe una especificación que detalle cual debe ser la masa máxima de un mecanismo [45]. Como referencia de masa deberá estar en un rango entre 88 a 180 g, ya que éstos valores son de los mecanismos de muñeca con 2 GDL presentados en la Tabla 1.

5.3.2 Selección de actuadores para los movimientos: flexión-extensión y pronación-supinación

La selección del actuador está dada por las dimensiones antropométricas del usuario, al existir diferentes tipos de actuadores en el mercado se eligió el micromotor Pololu 1000:1 de CC (Figura 29), debido a que es el motor de menor dimisión en comparación con los motores comerciales y su torque permite realizar los movimientos requeridos en el mecanismo. Las dimensiones del micromotor se presentan en el Anexo 2.

Figura 29. Micromotor Pololu 1000:1 HP 6V [46].

El micromotor Pololu presenta las siguientes especificaciones generales como se muestran en la Tabla 4.

Tabla 4. Características del micromotor Pololu 1000:1 [46].

Corriente sin carga	0.07 A
Voltaje	6 V
Torque	12 kg·cm
Velocidad sin carga	31 RPM
Masa	10.5 g
Eje motor extendido	norte

Una vez determinada las dimensiones de la muñeca y del micromotor se realiza el modelado del cuerpo de la muñeca como se observa en la Figura 30.

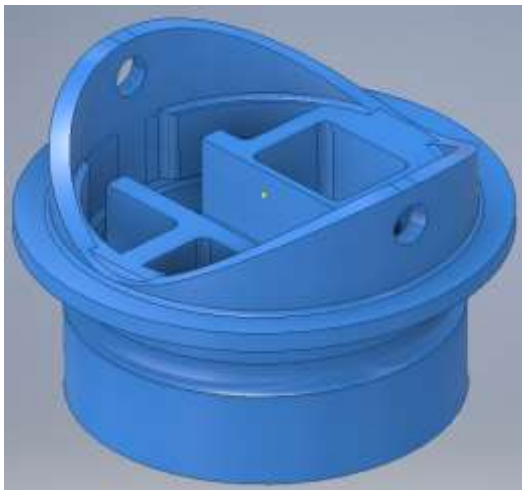


Figura 30. Modelo en Autodesk Inventor del cuerpo de la muñeca.

5.3.3 Sistema de transmisión de movimiento

5.3.3.1 Engranajes para el movimiento flexión-extensión

El sistema de transmisión de movimiento y potencia para realizar el movimiento de flexión-extensión consiste en un engrane (G) y un piñón (p) de dientes rectos (Figura 31) de igual dimensiones.

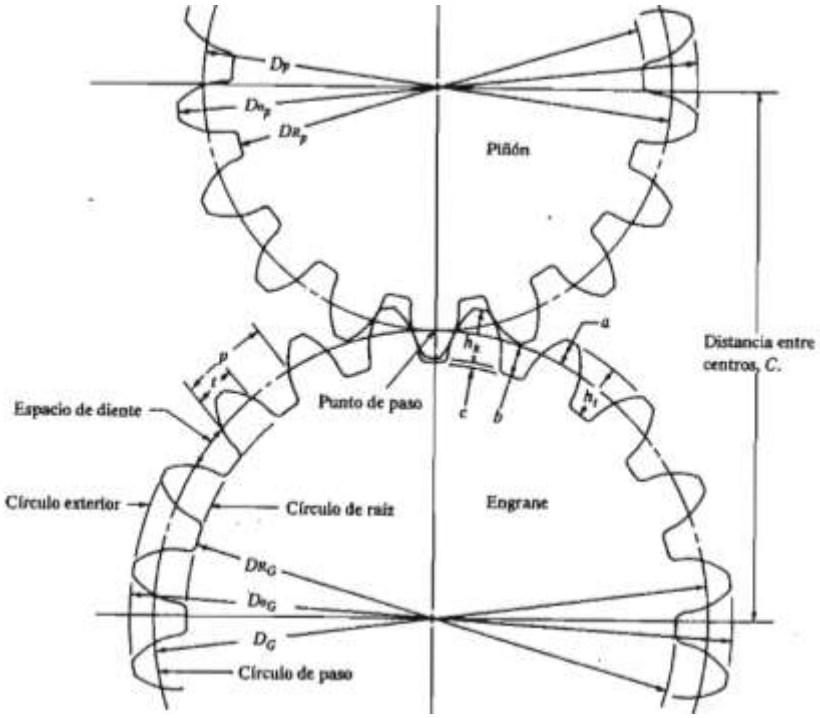


Figura 31. Propiedades de pares de engranajes [47].

Las dimensiones de cada uno de estos engranes está dado por la antropometría del usuario, en la cual se debe tomar en cuenta que el diámetro exterior (Do) de los engranes no debe ser mayor a 11mm, el diámetro exterior se representa en la ecuación 1 [47]:

$$D_o = m(N_1 + 2) \quad \textbf{(1)}$$

Donde:

m: es el módulo del engrane.

N_1: es el número de dientes del engrane.

- **Cálculo del engrane y piñón**

A continuación, debido a la facilidad de manufactura se eligió un módulo igual a 0.75, además se estableció el número de dientes igual a 12 y el ángulo de presión (∅) igual a 20°. Con estos datos establecidos y con la ecuación 1 se calcula el diámetro exterior del engrane:

$$D_o = m(N_1 + 2)$$

$$D_o = 0.75(12 + 2)$$

$$D_o = 10.5\ \text{mm}$$

Se obtiene un D_o =10.5 mm menor a 11mm que se había planteado.

Una vez verificado el requerimiento de espacio se procede a calcular los demás parámetros para el dimensionamiento del engrane y piñón de la siguiente manera:

a) De la Figura 31 calcula el addendum (a) con la ecuación 2 [47].

$$a = m \cdot 1 \quad \textbf{(2)}$$

$$a = 0.75 \cdot 1$$

$$a = 0.75\ \text{mm}$$

b) Se calcula el dedendum (b) con la ecuación 3 [47].

$$b = m \cdot 1.125 \quad \textbf{(3)}$$

$$b = 0.75 \cdot 1.25$$

$$b = 0.938\ \text{mm}$$

c) Se calcula la altura del diente (h_t) con la ecuación 4 [47].

$$h_t = a + b \quad \textbf{(4)}$$

$$h_t = 0.75\ \text{mm} + 0.938\ \text{mm}$$

$$h_t = 1.688\ \text{mm}$$

d) Se calcula el paso circular (p) con la ecuación 5 [47].

$$p = \pi \cdot m \quad \textbf{(5)}$$

$$p = \pi \cdot 0.75$$

$$p = 2.356 \text{ mm}$$

e) Se calcula el diámetro primitivo (D) con la ecuación 6 [47].

$$D = m \cdot N_1 \quad \textbf{(6)}$$

$$D = 0.75 \cdot 12$$

$$D = 9 \text{ mm}$$

f) Se calcula el diámetro de raíz (D_R) con la ecuación 7 [47].

$$D_R = m \cdot (N_1 - 2.5) \quad \textbf{(7)}$$

$$D_R = 0.75 \cdot (12 - 2.5)$$

$$D_R = 7.125 \text{ mm}$$

g) Se calcula la distancia entre centros (C) con la ecuación 8 [47].

$$C = \frac{D_p + D_G}{2} \quad \textbf{(8)}$$

Donde:

D_p: es el diámetro primitivo del piñón.
D_G: es el diámetro primitivo del engrane.

$$C = \frac{9 \text{ mm} + 9 \text{ mm}}{2}$$

$$C = 9 \text{ mm}$$

La Figura 32 muestra el sistema de engranajes rectos para el sistema de flexión-extensión de la muñeca.

Figura 32. Modelo en Autodesk Inventor para el sistema flexión-extensión.

- **Validación por elementos finitos.**

Para validar el diseño del sistema de engranes rectos se emplea el software de elementos finitos ANSYS 15.0, con el sistema de análisis de estructura estática. Se utiliza un mallado hexaédrico con 9830 elementos, la misma presenta una oblicuidad muy buena, con una métrica variable que va de 0 a 0.5, la calidad ortogonal presenta una métrica de 0.95 a 1 en el 64% de los elementos del sólido, lo que excelente; en el resto del solido dicha métrica está comprendida entre 0.7 y 0.95 otorgándole una calidad ortogonal muy buena. En la Figura 33 se presenta el mallado definido para este sistema.

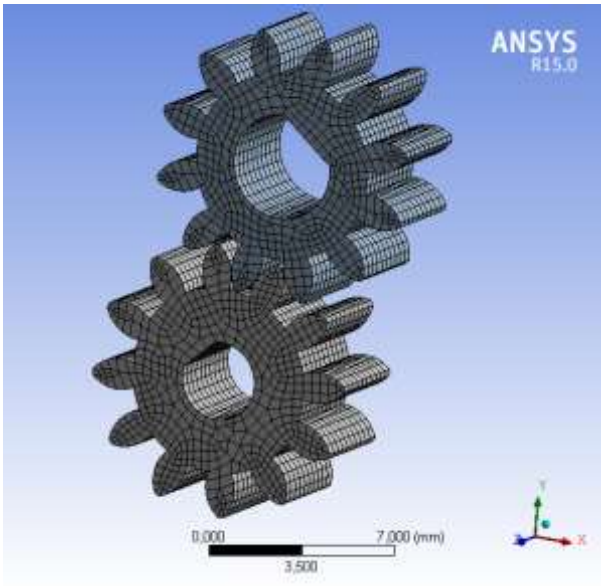


Figura 33. Mallado hexaédrico del sistema de flexión - extensión.

El sistema de engranes se somete a condiciones desfavorables, en el cual el engrane conductor está sujeto a la condición de soporte sin fricción y el engrane conducido se condiciona a permanecer fijo, emulando así una traba en el sistema de

engranes mientras que el motor ejerce un torque constante de 1180 $N \cdot mm$ sobre el engrane conductor (Figura 34).

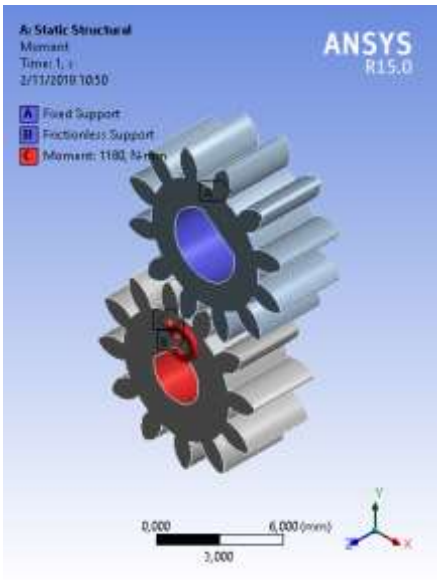


Figura 34. Condiciones de simulación en el sistema flexión-extensión.

En la Figura 35 se presenta el esfuerzo provocado por la fuerza tangencial entre los perfiles de los engranes que están en contacto, se obtiene un esfuerzo máximo de 128.68 MPa en los flancos del engrane conducido.

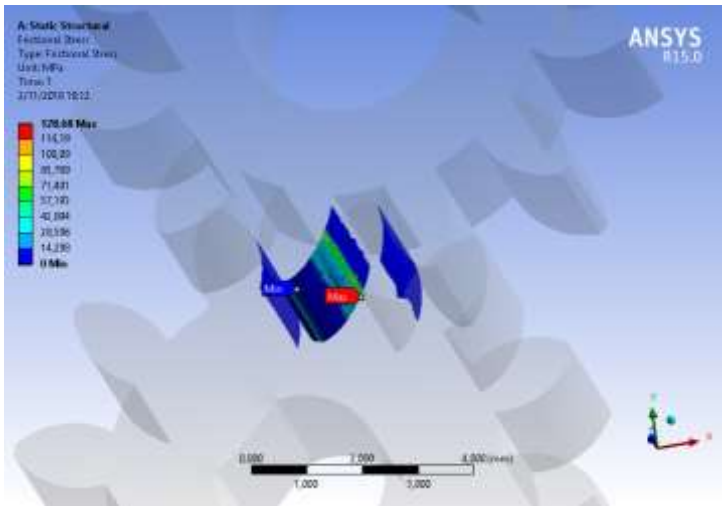


Figura 35. Esfuerzo por fricción en el sistema flexión-extensión.

En la Figura 36 se presenta el esfuerzo equivalente de Von-Mises, con un valor máximo de 307.37 MPa localizado en el engrane conductor.

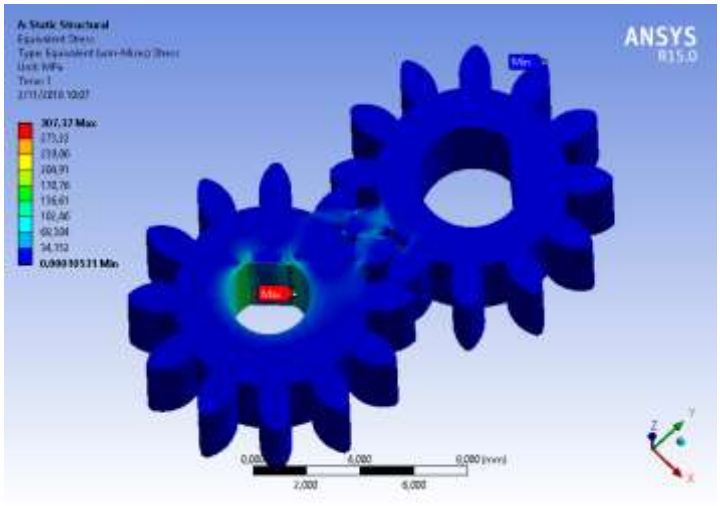


Figura 36. Esfuerzo equivalente de Von Mises en el sistema flexión-extensión.

El factor de seguridad mínimo obtenido es de 2.23, el cual se ubica en la sección que se produce la restricción de contacto sin fricción, como se indica en la Figura 37.

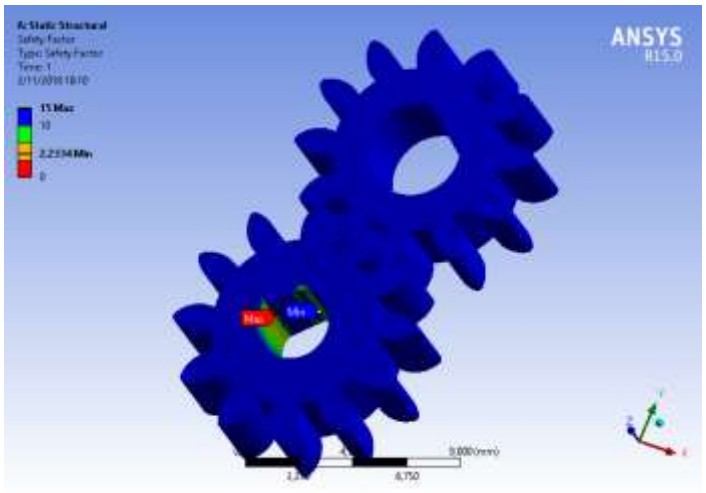


Figura 37. Factor de seguridad en el sistema flexión-extensión.

5.3.3.2 Engranajes para el movimiento pronación-supinación

El sistema de transmisión para este movimiento consiste en un piñón de dientes rectos (p) y un engrane interno (G) como se observa en la Figura 38.

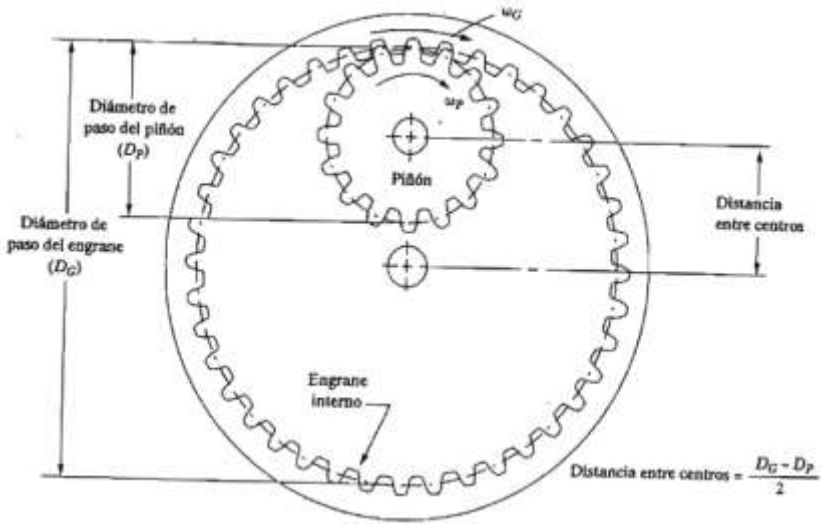


Figura 38. Engrane interno impulsado por un piñón externo [47].

- **Cálculo del engranaje interno**

Para el dimensionamiento del engrane interno se utiliza la mayor parte de fórmulas de los engranajes externos de diente recto descritas anteriormente, en el engrane interno al diámetro exterior se le denomina diámetro de raíz (D_R) [47], el cual no debe ser mayor a 29 mm debido al limitante de espacio.

A continuación, se establece m = 0.75, N_1 = 36 y $\emptyset$ = 20°, en la Tabla 5 se muestra los valores de los cálculos realizados.

Tabla 5. Características geométricas del engrane interno.

Parámetro	Valor (mm)
P	2.356
A	0.75
B	0.938
h_t	1.688
D_G	27

La excepción en los cálculos para el engrane interno se debe a que el addendum (a) es la distancia radial desde el círculo de paso hasta el interior del diente, por lo tanto, los demás parámetros se calculan de la siguiente manera:

a) El diámetro interior (D_i) se calcula con la ecuación 9 [47].

$$D_i = D - 2a \quad \textbf{(9)}$$

$$D_i = 27 - 2 \cdot 0.75$$

$$D_i = 25.5 \text{ mm}$$

b) El diámetro de raíz (D_R) se calcula con la ecuación 10 [47].

$$D_R = D - 2b \tag{10}$$

$$D_R = 27 - 2 \cdot 0.938$$

$$D_R = 28.875 \text{ mm}$$

Se obtiene un D_R =28.875 mm menor a 29 mm que se había planteado.

- **Cálculo del piñón**

Se decide que el piñón tenga los mismos valores establecidos de los engranes del sistema flexión-extensión debido a la limitante de espacio, se tiene m = 0.75, N_1 = 12 y $\emptyset$ = 20°, en la Tabla 6 se muestra los valores de los cálculos realizados.

Tabla 6. Características geométricas del piñón.

Parámetro	Valor (mm)
P	2.356
A	0.75
B	0.938
h_t	1.688
D_p	9
D_{op}	10.5
D_R	7.125

La distancia entre centros (C) para este sistema de engranajes se calcula con la ecuación 11 [47].

$$C = \frac{D_G - D_p}{2} \tag{11}$$

$$C = \frac{27 \text{ mm} - 9 \text{ mm}}{2}$$

$$C = 9 \text{ mm}$$

La Figura 39 muestra el engrane interno y piñón para el sistema de pronación-supinación de la muñeca.

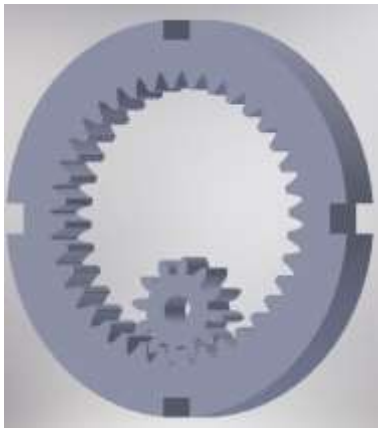


Figura 39. Modelo en Autodesk Inventor para el sistema pronación-supinación.

- **Validación por elementos finitos del sistema de pronación-supinación**

Para la validación del diseño del sistema de engrane interno y piñón se emplea una mallado hexaédrico con 15303 elementos, la misma presenta una oblicuidad excelente en el 69.6% del volumen de los elementos mallados del sólido, con una métrica que va de 0 a 0.25, el resto de los elementos del solido presentan una oblicuidad muy buena ya que poseen una métrica de 0.25 a 0.5. La calidad ortogonal presenta una métrica de 0.95 a 1 en el 68.4% de los elementos del sólido, lo que representa una calidad ortogonal excelente; en el resto del solido dicha métrica está comprendida entre 0.7 y 0.95 otorgándole una calidad ortogonal muy buena. En la Figura 40 se presenta el mallado definido para este sistema de engranes.

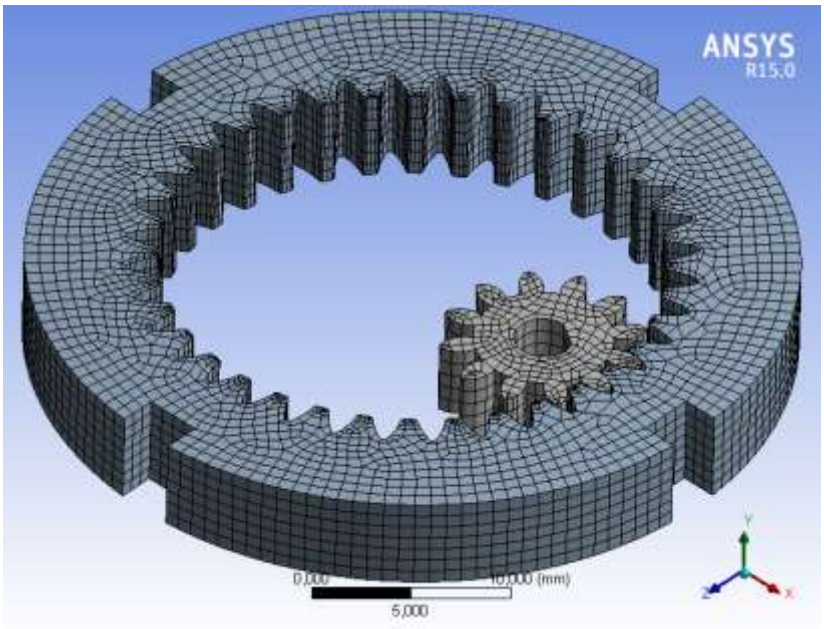


Figura 40. Mallado hexaédrico del sistema de pronación – supinación.

En la Figura 41 se indican las restricciones de simulación al que está sometido el sistema de engrane interno y piñón. Las ranuras y el perfil exterior de la corona son restringidas a permanecer fijas, al piñón se le da una restricción de soporte sin fricción y un torque constante de 1180 $N \cdot mm$.

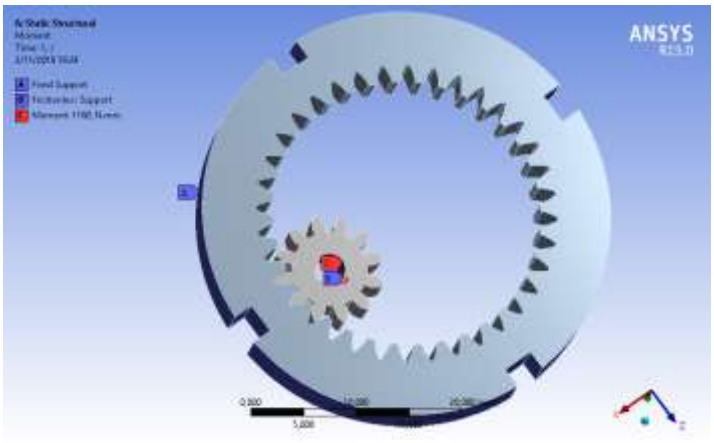


Figura 41. Condiciones de simulación del sistema de pronación-supinación.

En la Figura 42 se presenta el esfuerzo provocado por la fricción entre los perfiles de los dientes del engrane interno y piñón que están en contacto, se obtiene un esfuerzo máximo de 58.241 MPa en el flanco del diente del engrane interno.

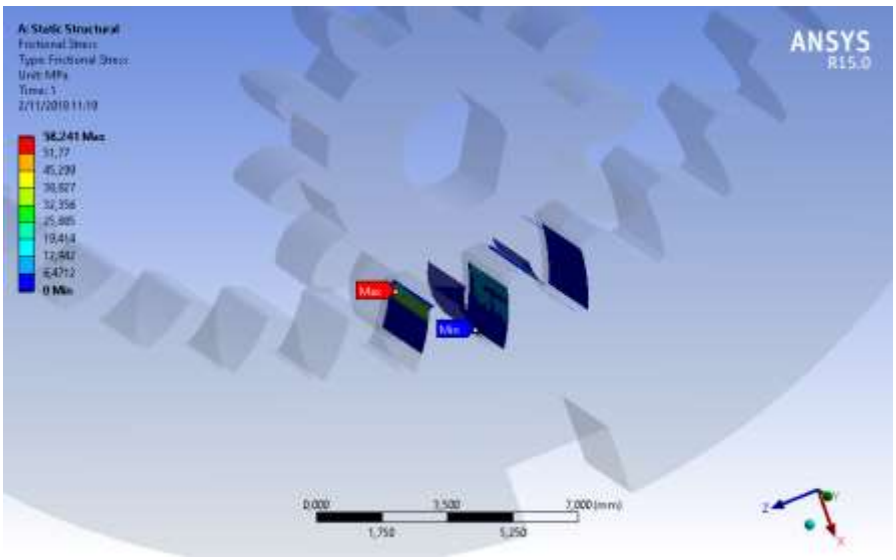


Figura 42. Esfuerzo por fricción del sistema de pronación-supinación.

En la Figura 43 se presenta el esfuerzo equivalente de Von-Mises, con un valor máximo de 105.57 MPa localizado en el engrane conductor.

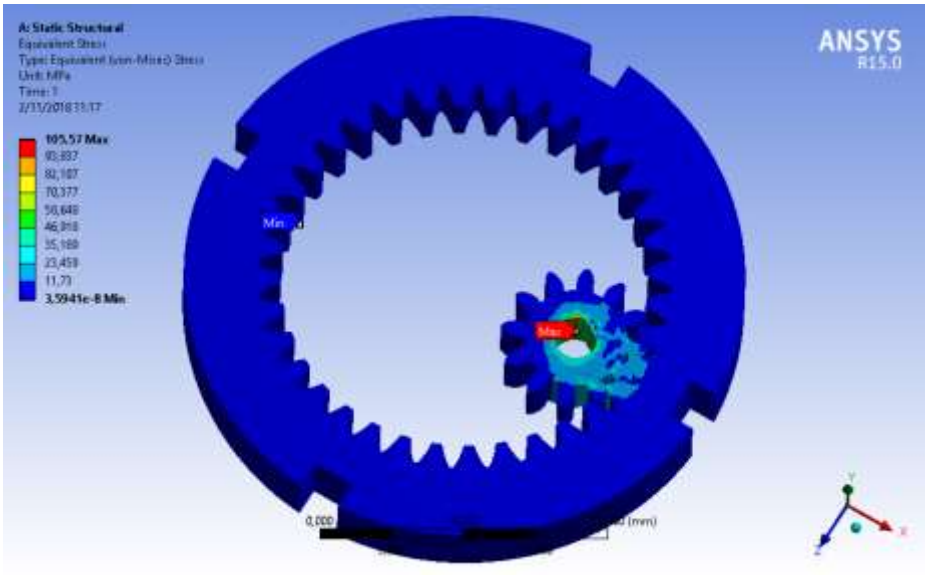


Figura 43. Esfuerzo equivalente de Von Mises del sistema de pronación-supinación.

El factor de seguridad mínimo obtenido es de 6.50, el cual se ubica en la sección que se produce la restricción de contacto sin fricción, como se indica en la Figura 44.

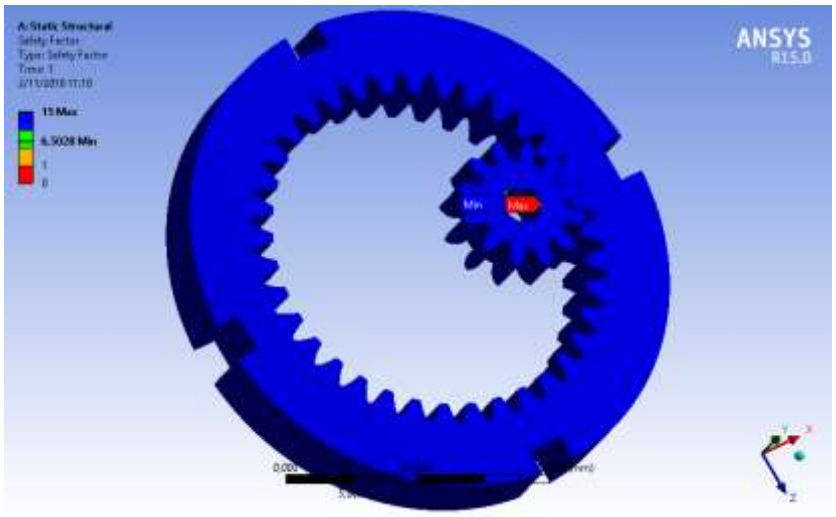


Figura 44. Factor de seguridad del sistema de pronación-supinación.

5.3.3.3 Potencia entregada por el micromotor Pololu 1000:1

La potencia (H) expresada en watts que el micromotor entrega al sistema se expresa mediante la ecuación 12 [47], cuyos datos son obtenidos de las especificaciones del micromotor en la Tabla 4.

$$H = \omega \cdot T \qquad \textbf{(12)}$$

Donde:

ω: es la velocidad angular expresada en rad/s, se expresa mediante la ecuación 13 [47].

$$\omega = \frac{\text{RPM} \cdot 2 \cdot \pi \text{ rad}}{60 \text{ s}} \quad \textbf{(13)}$$

T: es el torque del motor.

Primero se calcula la velocidad angular (ω) con la ecuación 13, se tiene:

$$\omega = \frac{31 \text{ RPM} \cdot 2 \cdot \pi \text{ rad}}{60 \text{ s}} = 3.25 \ {}^{\text{rad}}/_{\text{s}}$$

El valor calculado se reemplaza en la ecuación 12, se tiene:

$$H = \omega * T$$

$$H = 3.25 \ {}^{\text{rad}}/_{\text{s}} \cdot 0.12 \text{ kgm} \cdot 9.81 \ {}^{\text{m}}/_{\text{s}^2}$$

$$H = 3.83 \text{ W}$$

- **Cálculo de la fuerza tangencial (W_t)**

La potencia de 3.83 W que el micromotor entrega al sistema genera una fuerza tangencial que actúa sobre un diente del engranaje como se observa en la Figura 45.

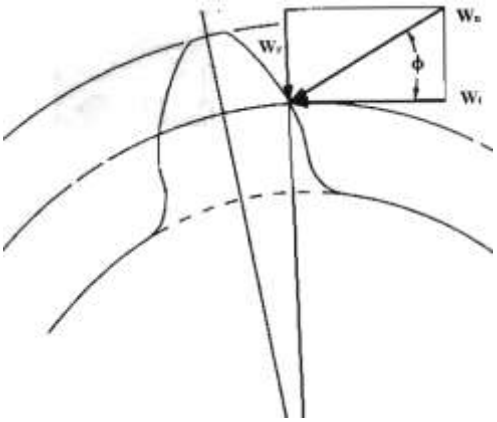


Figura 45. Fuerzas que actúan sobre un diente del engranaje [47].

La fuerza tangencial es la fuerza que ejercen los dientes del piñón sobre los dientes del engrane y se expresa por la ecuación 14 [47].

$$W_t = \frac{T \cdot 2}{D_p} \quad \textbf{(14)}$$

Donde:

T: es el torque del motor

D_p: es el diámetro primitivo del engrane conectado al eje del motor.

Para calcular W_t se despeja T de la ecuación 14 y se reemplaza en la ecuación 13, se tiene:

$$H = \omega \cdot T$$

$$H = \omega \cdot \left(W_t \cdot {}^{D_p}/_{2} \right)$$

$$3.83\ W = 3.25\ {}^{rad}/_{s} \cdot \left(W_t \cdot 9 \cdot 10^{-3}\ {}^{m}/_{2} \right)$$

$$W_t = 262\ N$$

- **Cálculo del módulo mínimo requerido (m_{min})**

Para saber si los engranajes calculados resistirán la potencia entregada por el micromotor, se calcula el módulo mínimo (m_{min}) requerido del engranaje mediante la fórmula de Lewis, que se expresa en la ecuación 15 [48].

$$m_{min} = \sqrt{\frac{P}{C \cdot 1.52}} \qquad \textbf{(15)}$$

Donde:

C: es el coeficiente de trabajo por flexión y se presenta en la ecuación 16 [48].

$$C = \frac{\text{límite elástico}}{2} \qquad \textbf{(16)}$$

P: es la fuerza tangencial (W_t) en kg.

Primero se obtiene el límite elástico (Tabla 7) y para ello se considera que el material de los engranajes será un acero AISI 4140 con limite elástico de 70 kg/mm^2.

Tabla 7. Propiedades mecánicas del acero AISI 4140 [49].

Propiedad	Unidad
Esfuerzo de cedencia	70 kg/mm²
Elongación, A5	min 12 %
Reducción de área, Z	Min 50 %
Resistencia al impacto, KU	aprox. 25 J
Dureza	275-320 HB

Una vez seleccionado el material con la ecuación 16 se calcula el coeficiente de trabajo por flexión, se tiene:

$$C = \frac{70}{2} = 35\ {}^{kg}/_{mm^2}$$

A continuación, se calcula con la ecuación 15 el módulo mínimo requerido de los engranajes, se tiene:

$$m_{min} = \sqrt{\frac{{}^{262N}/_{9.81\ {}^{m}/_{s^2}}}{35\ {}^{kg}/_{mm^2} \cdot 1.52}}$$

$$m_{min} = 0.71$$

Se comprueba que los engranajes resisten la potencia del micromotor debido a que el módulo mínimo calculado en la ecuación 15 es menor que m = 0.75 elegido.

5.3.3.4 Dimensionamiento del eje que une el mecanismo de muñeca con la mano

En la Figura 46 se muestra un previo diseño del eje incorporado al mecanismo de muñeca y mano; para su respectivo dimensionamiento es necesario tener en cuenta que va a estar sometido a esfuerzos de flexión y torsión por lo que se debe realizar un análisis de esfuerzos combinados como se observa en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 47.

Figura 46. Modelo en Autodesk Inventor para el sistema de acople del mecanismo de muñeca y mano.

El material del eje es un acero de transmisión SAE 1018, tiene buena resistencia mecánica, buena ductilidad y comparado con el resto de aceros al carbono posee una buena maquinabilidad, en la Tabla 8 se muestra sus propiedades mecánicas.

Tabla 8. Datos técnicos acero SAE 1018 [49].

Propiedad	**Unidad**
Esfuerzo de fluencia	304 MPa
Resistencia a la tracción	500 - 696 MPa
Elongación, A5	20 %
Dureza	163 HB

- **Cálculo del diámetro del eje (d)**

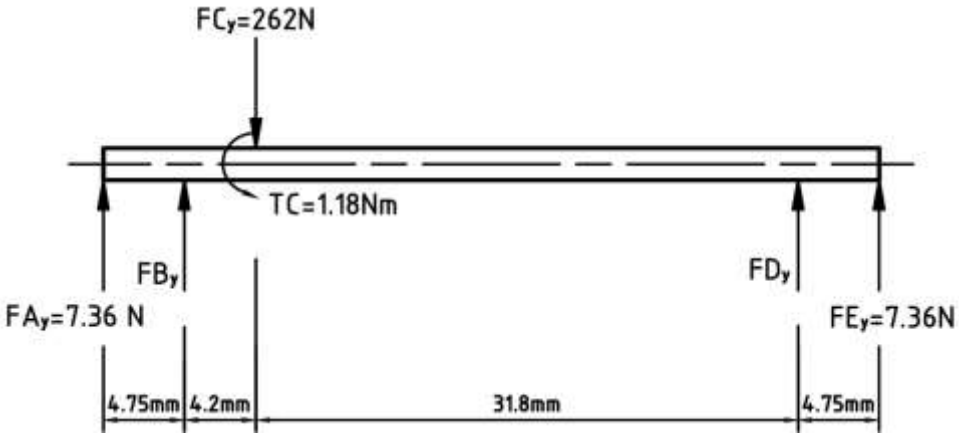


Figura 47. Diagrama de cuerpo libre del eje.

a) Para determinar la reacción FBy de la Figura 47 se utiliza la ecuación 17, que representa la sumatoria de momentos.

$$+\circlearrowleft \sum M_D = 0 \quad \textbf{(17)}$$

$$FE \cdot 4.75 \cdot 10^{-3}m + FC \cdot 31.8 \cdot 10^{-3}m - FB_y \cdot 36 \cdot 10^{-3}m - FA \cdot 40.75 \cdot 10^{-3}m = 0$$

$$FB_y = \frac{7.36N \cdot 4.75 \cdot 10^{-3}m + 262N \cdot 31.8 \cdot 10^{-3}m - 7.36N \cdot 40.75 \cdot 10^{-3}m}{36 \cdot 10^{-3}m}$$

$$FB_y = 224.07N$$

b) Para determinar la reacción FDy de la Figura 47 se utiliza la ecuación 18, que representa la sumatoria de fuerzas.

$$+\uparrow \sum F_Y = 0 \quad \textbf{(18)}$$

$$7.36N + 224.1N - 262 + FD_y + 7.36N = 0$$

$$FD_y = 23.21N$$

c) Una vez determinadas las reacciones, se realiza los diagramas de cortante (Figura 48), momento flector (Figura 49) y par de torsión (Figura 50).

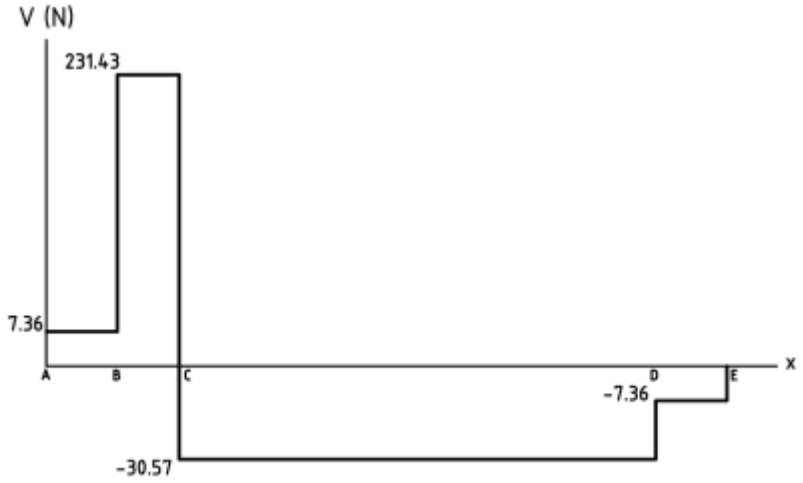


Figura 48. Diagrama de cortante.

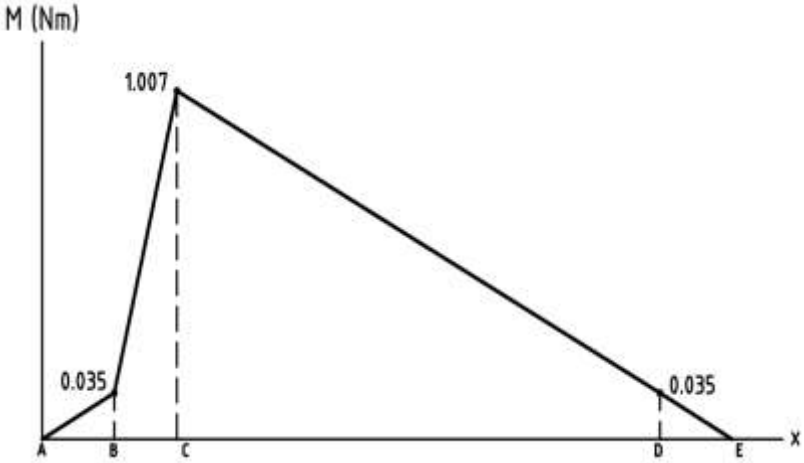


Figura 49. Diagrama de momento flector.

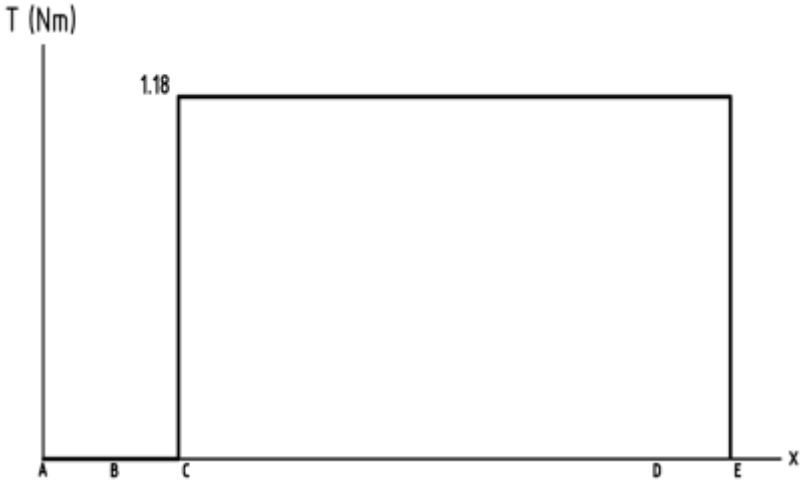


Figura 50. Diagrama de par de torsión.

d) Para determinar el radio del eje se utiliza la ecuación 19, que representa la razón mínima J/c para la sección transversal de un eje [50].

$$\frac{J}{c} = \frac{\left(\sqrt{{M_y}^2 + {M_z}^2 + T^2}\right)_{máx}}{\tau_{perm}} \quad \textbf{(19)}$$

Donde:

c: es el radio del eje.

J: es el momento polar de inercia y se representa en la ecuación 20 para la sección transversal de un círculo de radio c [50].

$$J = \frac{\pi \cdot c^4}{2} \quad \textbf{(20)}$$

τ_{perm}: es el esfuerzo cortante permisible y se representa en la ecuación 21, donde τ_y es el esfuerzo de fluencia cortante del material y F.S. es el factor de seguridad [50].

$$\tau_{perm} = \frac{\tau_y}{F.S.} \quad \textbf{(21)}$$

Primero se elige F.S. = 2 ya que no se espera que el eje sea sometido a choque o impacto inusual [47][50], se obtiene τ_y = 304 MPa de la Tabla 8, con la ecuación 21 se calcula τ_{perm}, se tiene:

$$\tau_{perm} = \frac{304\ \text{MPa}}{2} = 152\text{MPa}$$

De la Figura 49 y Figura 50, se obtiene M_y = 1.007 N·m, T = 1.18 N·m respectivamente, que son los valores máximos en la sección transversal.

Se procede a calcular el radio del eje c; la ecuación 20 se reemplaza en la ecuación 19, se tiene:

$$\frac{\pi \cdot c^4}{2 \cdot c} = \frac{\left(\sqrt{{M_y}^2 + {M_z}^2 + T^2}\right)_{máx}}{\tau_{perm}}$$

$$c^3 = \frac{2}{\pi} \frac{\left(\sqrt{(1.007\ \text{Nm})^2 + (1.18\ \text{Nm})^2}\right)_{máx}}{152 \cdot 10^6\ \text{Pa}}$$

$$c = 1.86 \cdot 10^{-3}\text{m}$$

El diámetro del eje es:

$$d = 2c = 3.72 \text{ mm}$$

- **Validación por elementos finitos del eje que una el mecanismo de muñeca con la mano.**

Para validar el diseño del eje, se toma como referencia las fuerzas y reacciones del diagrama de cuerpo libre de la Figura 47, se realiza un mallado tetragonal con 67903 elementos (Figura 51), la oblicuidad en el 69,64% del volumen del elemento está comprendida entre 0 a 0.25, lo cual dentro del espectro de métricas de malla significa una oblicuidad excelente, el resto de elementos presentan una oblicuidad muy buena ya que presentan una métrica comprendida entre 0.25 a 0.5; mientras que el 69.25 % de elementos presentan una calidad ortogonal excelente (métrica comprendida entre 0.95 a 1) y el resto de elementos poseen una calidad ortogonal muy buena (métrica comprendida entre 0.7 a 0.95). El punto B y D del DCL se restringe con condiciones de desplazamiento. En la Figura 52 se indican los datos de entrada y restricciones en la simulación.

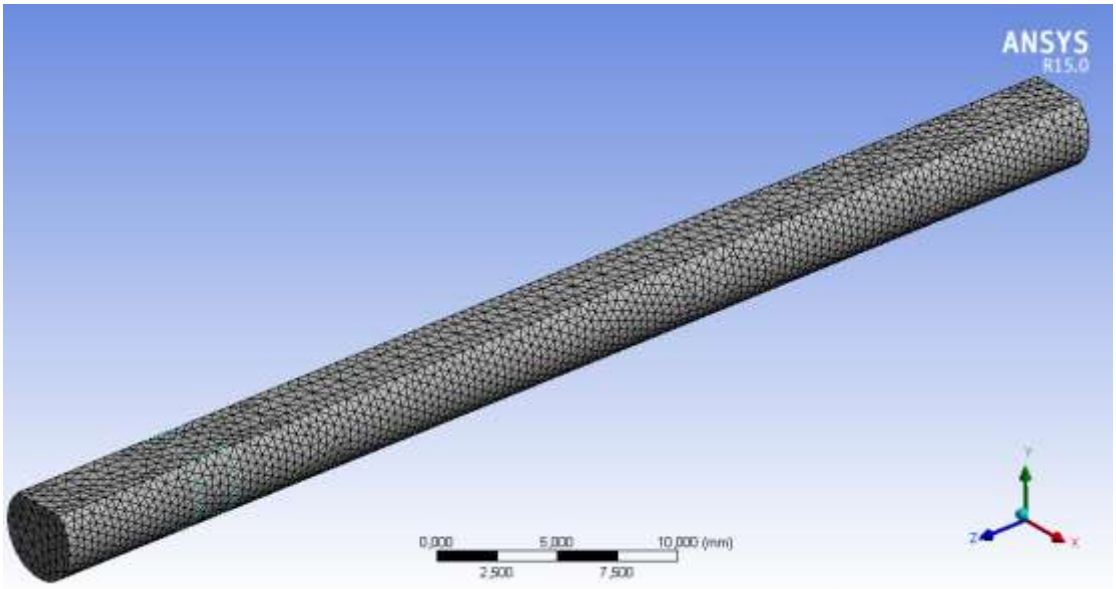


Figura 51. Mallado tetragonal del eje.

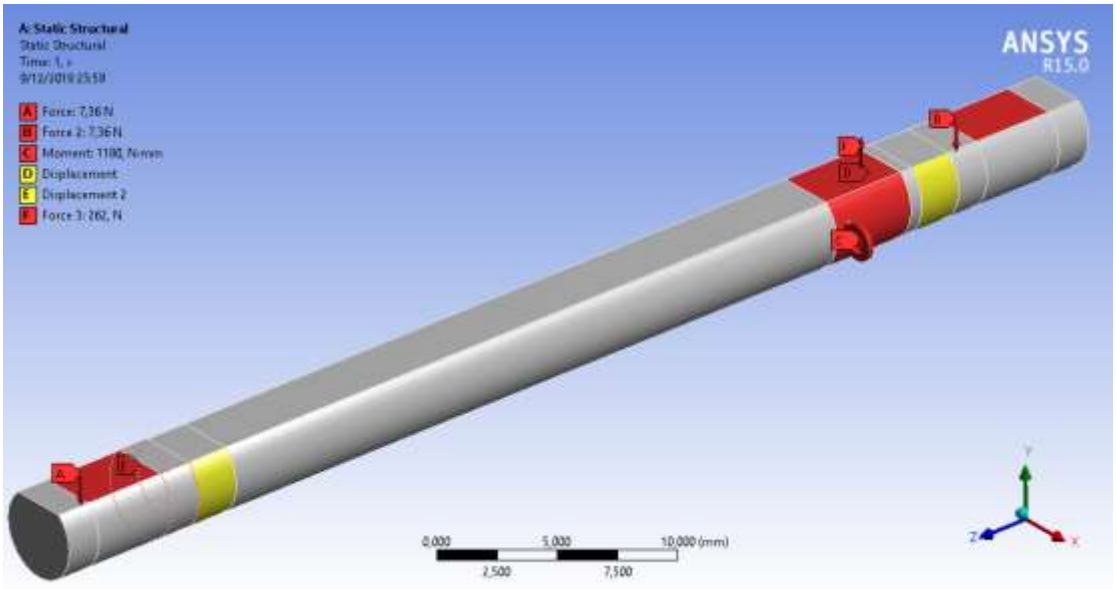


Figura 52. Datos de entrada y restricciones del eje.

En la Figura 53 se indica el esfuerzo equivalente de Von Mises que presenta el eje, el cual tiene un esfuerzo máximo de 262.84 MPa, el mismo está ubicado en un extremo de la restricción del punto B, la cual es la zona más crítica del eje.

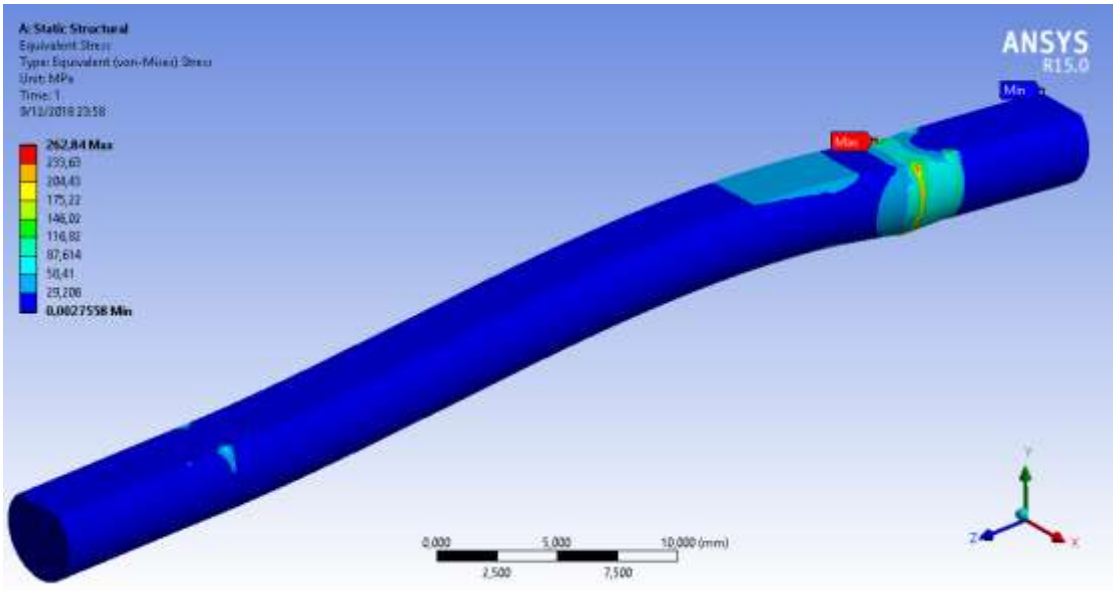


Figura 53. Esfuerzo equivalente de Von Mises en el eje.

El factor de seguridad mínimo es de 1.5, está ubicado en un área mínima que coincide con la restricción del punto B, pero a diferencia del esfuerzo equivalente de Von Mises que coinciden en dicho punto, este se ubica en el extremo contrario de la restricción como se aprecia en la Figura 54.

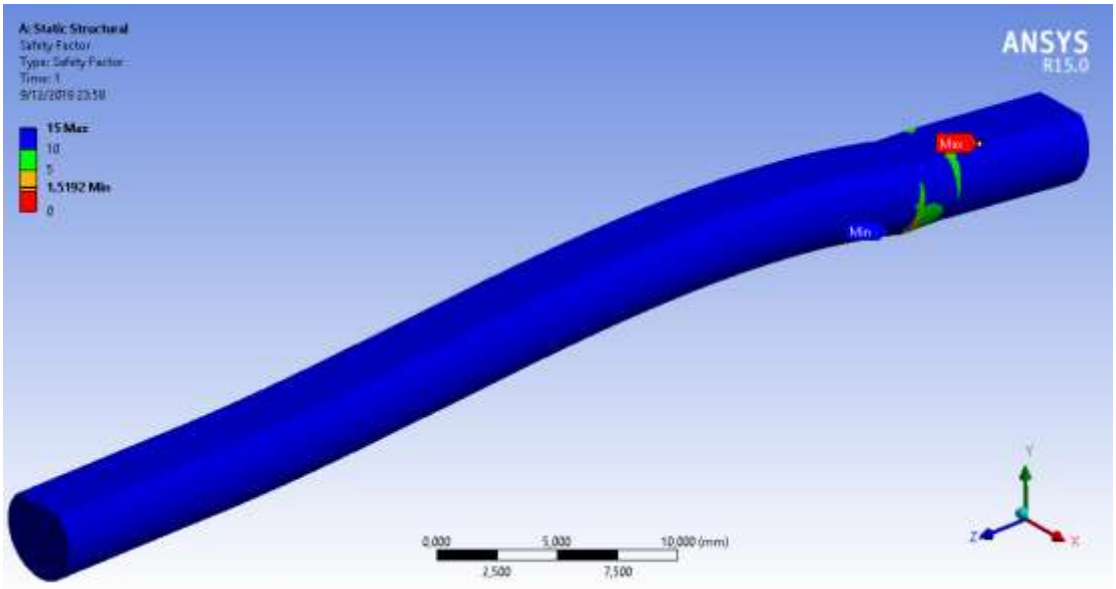


Figura 54. Factor de seguridad en el eje.

En el elemento se visualiza que el esfuerzo de Von Mises es menor al esfuerzo de cedencia del material lo que garantiza que el elemento no plastificara, es decir que el eje soportara las cargas al que se encuentra sometido.

5.3.4 Modelado de sistema de acople rápido.

El anillo de sistema acople rápido (Figura 55) tiene la función de posicionar los elementos rodantes para mantener fijo el mecanismo de muñeca respecto al socket o desacoplar el mecanismo cuando este se desliza ya que los elementos rodantes se desplazarán libremente; para su diseño se toma como referencia la geometría del socket debido a que debe conservar la antropometría del mismo.

Figura 55. Modelado en Autodesk Inventor del anillo de sistema acople rápido.

5.3.5 Modelado del mecanismo de muñeca

Se procede a ensamblar el mecanismo (Figura 56) a partir de los elementos diseñados para obtener el modelo final.

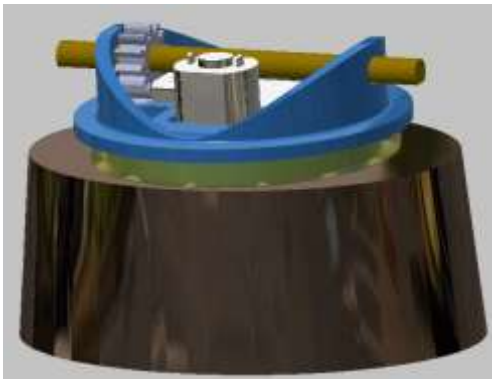


Figura 56. Modelo final en Autodesk Inventor del mecanismo de muñeca.

Una vez realizado el ensamble del mecanismo se obtienen los posibles rangos de movimientos a través de una animación del modelo final; para el sistema flexión-extensión se tiene un rango aproximado de + 34° a – 34° respectivamente (Figura 57), en el sistema pronación-supinación se tiene un rango de giro de 360° en sentido horario o antihorario como se observa en la Figura 58.

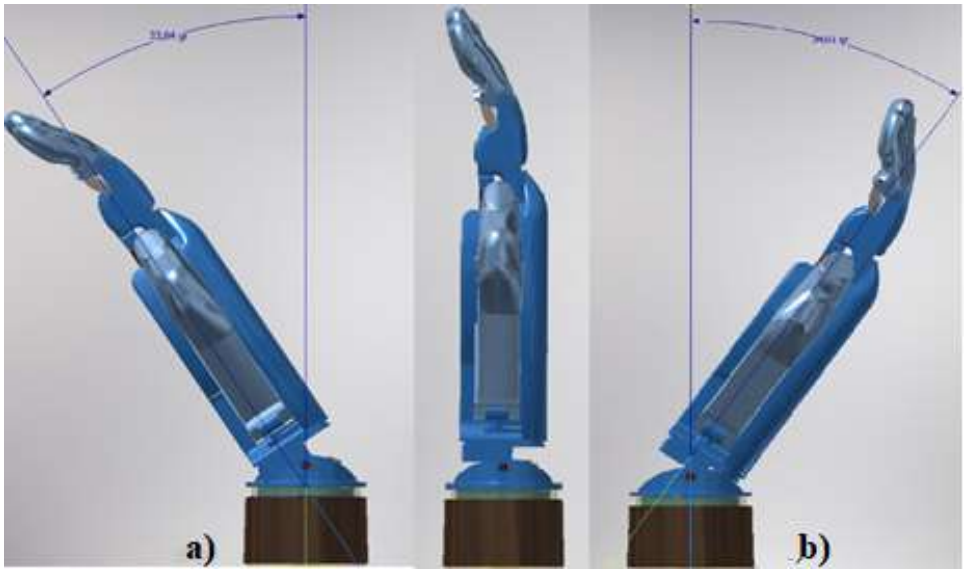


Figura 57. Animación en Autodesk Inventor del sistema: a) flexión, b) extensión

Figura 58. Animación en Autodesk Inventor del sistema: a) supinación, b) pronación.

Las dimensiones aproximadas del modelo final son las siguientes: el ancho en la articulación radiocarpiana es 63.16 mm (Figura 59), el ancho entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana es 48.12 mm (Figura 60) y el ancho en la articulación intercarpiana es 44.42 mm (Figura 61).

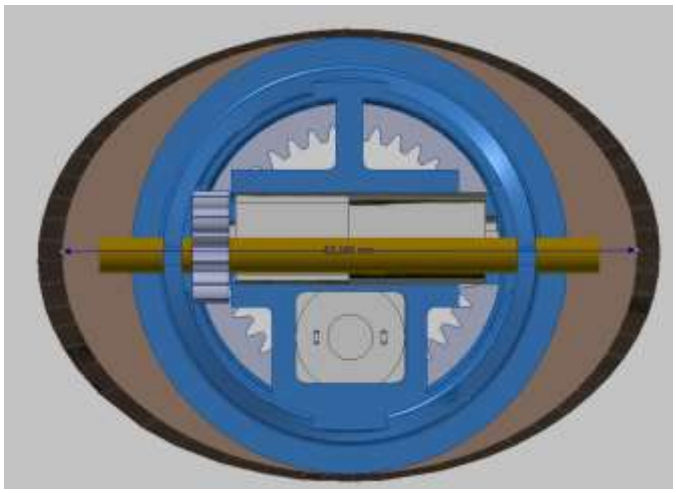


Figura 59. Medida del ancho en la articulación radiocarpiana.

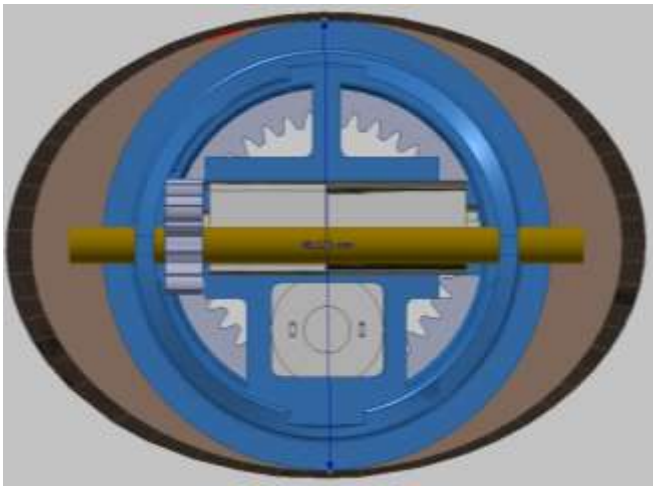


Figura 60. Medida del ancho entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana.

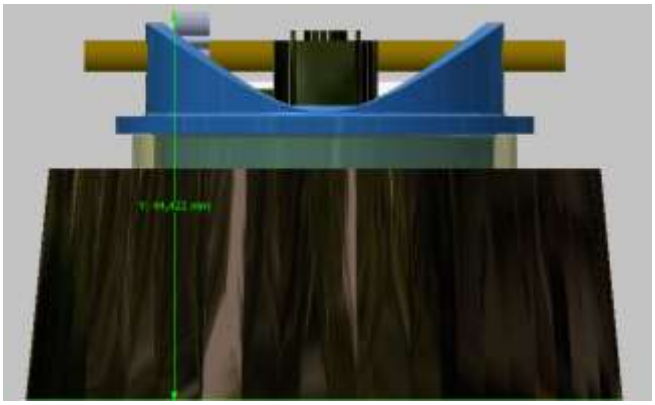


Figura 61. Medida del ancho en la articulación intercarpiana.

5.3.6 Modelado del socket

El socket es un elemento que sirve de conexión entre el miembro amputado y el resto de la prótesis, el mismo debe cumplir con ciertas características para que desempeñe un correcto funcionamiento, como por ejemplo: la geometría del socket debe ser similar al antebrazo sano para mejorar la estética del mismo, además de que su forma interior deba acoplarse al muñón y permita una sujeción fija, también debe contar con un acople para el mecanismo de muñeca, el material de construcción debe ser resistente y de bajo peso.

A partir de los datos antropométricos adquiridos a través del escáner, se procede a modelar el socket como se muestra en la Figura 62, el área de color rojo es la cavidad para alojar el muñón y la parte superior de forma cilíndrica tiene 12 agujeros donde se colocan los elementos rodantes que asimilan la función de un sistema de acople rápido además de reducir la fricción cuando se realice el movimiento giratorio del mecanismo.

Figura 62. Modelo en Autodesk Inventor del socket.

5.3.7 Incorporación del mecanismo de muñeca al socket

En la Figura 63 se muestra cada uno de los elementos previamente modelados que conforman el mecanismo de muñeca que se acoplan al socket.

Figura 63. Ensamble en Autodesk Inventor del mecanismo de muñeca y socket.

5.4 Análisis cinemático en software Adams View

En la Figura 64 se indica el proceso empleado en el análisis cinemático del mecanismo de muñeca en el software ADAMS VIEW 2017.2.

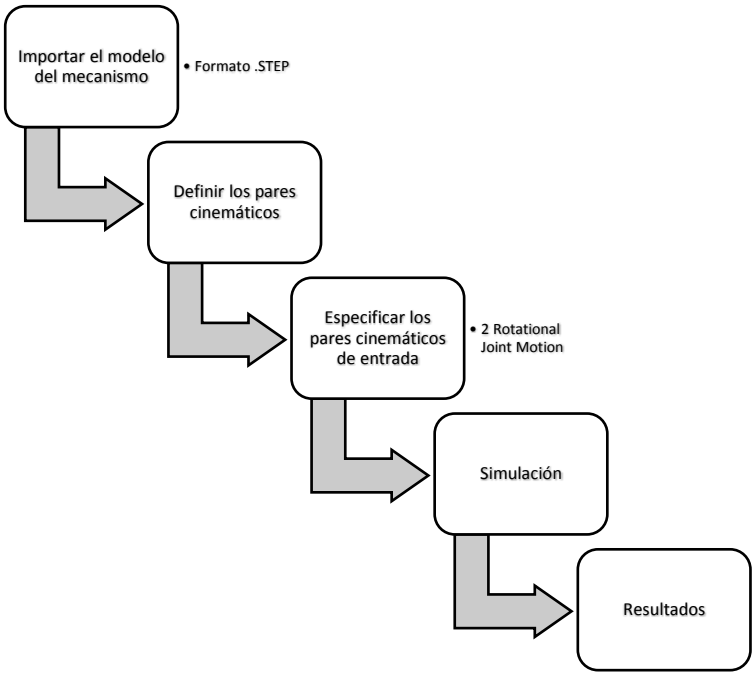


Figura 64. Proceso de análisis cinemático.

En la Figura 65 se indica el diseño del mecanismo de muñeca integrada a la prótesis de mano denominada MAKI 3.0[1] con sus respectivas restricciones de pares cinemáticos; esta integración se la hace para obtener los límites de movilidad en el movimiento de flexión-extensión.

Figura 65. Diseño de mecanismo.

Los sistemas de engranajes diseñados en el punto 5.3.3.1 y 5.3.3.2, se generaron en el software ADAMS VIEW empleando la herramienta *Create gear pair*, en la Figura 66 se

[1] MAKI 3.0: Prótesis de mano cual está siendo desarrollada por el GIIB de la Universidad Politécnica Salesiana.

indican los sistemas de engranes integrados al mecanismo y acoplados al eje de los micromotores.

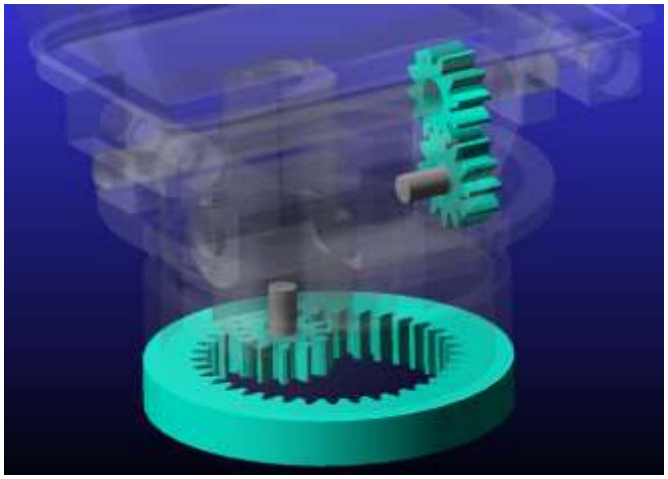


Figura 66. Sistemas de engranes del mecanismo.

En la especificación del par cinemático de entrada se ingresa la velocidad angular de cada micromotor como dato de entrada, los cuales están gobernados por la junta rotacional de movimiento: MOTION 1 y MOTION 2, para los movimientos de pronación-supinación y flexión-extensión respectivamente.

Mediante el empleo de la herramienta *Create a Contact* entre el cuerpo de la muñeca y la prótesis de mano MAKI 3.0, se obtiene como dato el tiempo en el que se produce la fuerza de contacto de la mano desde la posición neutral hasta la posición de flexión y extensión. El tiempo que transcurre desde la posición neutral hasta producirse el contacto de la mano en el movimiento de flexión es de 0.1853 segundos y de igual manera para el movimiento de extensión el tiempo es de 0.1847 segundos, como se indica en la Figura 67a y Figura 67b respectivamente.

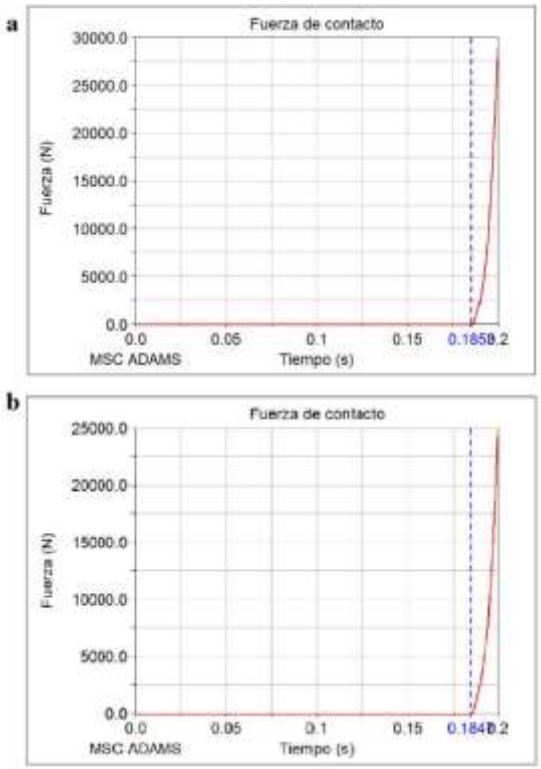


Figura 67. Fuerza de contacto: a) flexión, b) extensión

En la Figura 68a se muestra el ángulo de giro desde la posición neutral (0°) hasta la posición límite de flexión el cual es de 34.2636° y de igual manera en la Figura 68b se indica el ángulo de giro para el movimiento de extensión que alcanza un valor límite de 34.3479°.

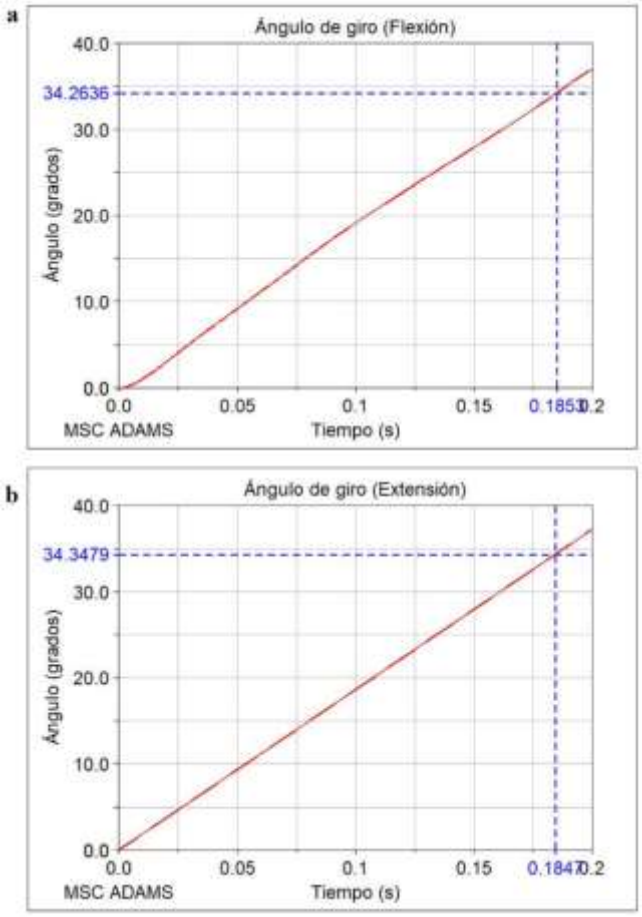


Figura 68. Angulo de giro: a) flexión, b) extensión.

Para el análisis cinemático se emplea la siguiente función***: STEP (time, 0.0, 0.0d, 0.1853, 34.2636d) +STEP (time, 0.1853, 34.2636d, 0.3706, 0.0d) +STEP (time, 0.3706, 0d, 0.5553, -34.3479d) +STEP (time, 0.5553, -34.23479d, 0.74, 0.0d)***; esta función emula el movimiento de flexión-extensión manteniendo los parámetros de tiempos y ángulos obtenidos con anterioridad. Como resultado de este análisis se obtuvieron las siguientes gráficas.

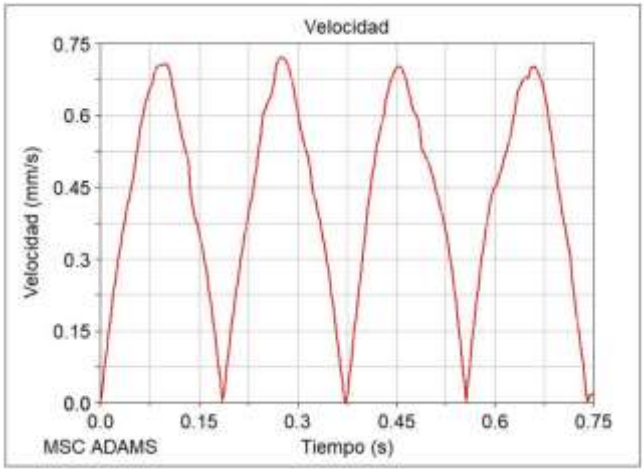


Figura 69. Velocidad de translación (movimiento de flexión-extensión).

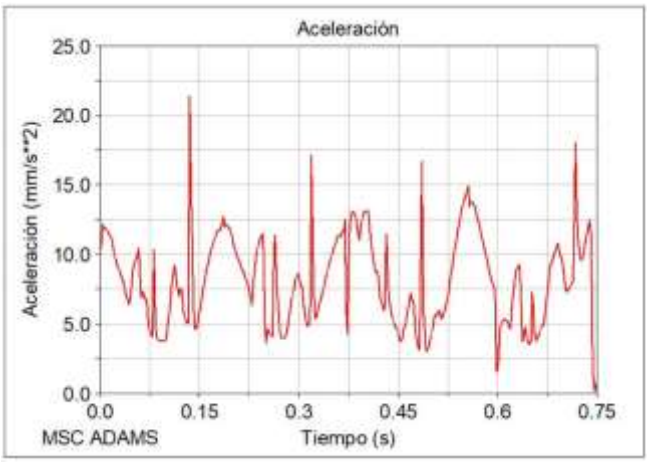


Figura 70. Aceleración de translación (movimiento de flexión-extensión).

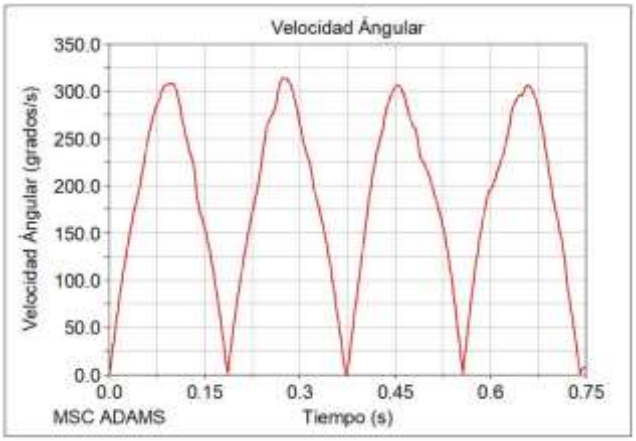


Figura 71. Velocidad angular (movimiento de flexión-extensión).

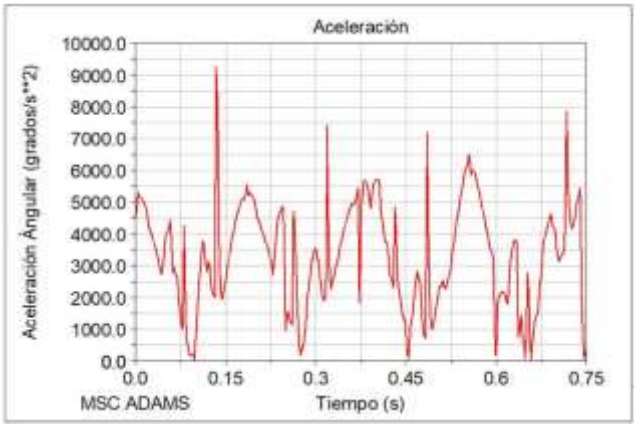


Figura 72. Aceleración angular (movimiento de flexión-extensión).

En el caso del movimiento de pronación-supinación se emplea la velocidad angular expresada por la siguiente función: ***185.9992890333d · time***; la simulación tiene

un tiempo de termino de 7.5 segundos. En la Figura 73 se observa el desplazamiento angular de la muñeca y piñón, con una relación de transmisión de 3:1.

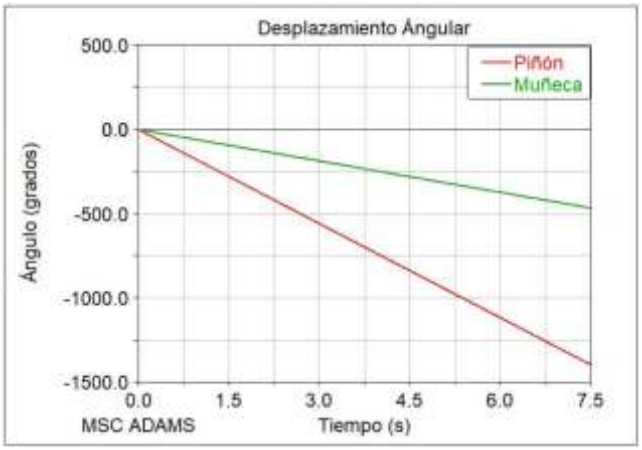


Figura 73. Desplazamiento angular del piñón y muñeca.

La Figura 74 se indica la velocidad angular de la muñeca que es de aproximadamente 64 grados/segundo y la velocidad angular del piñón de 188.99 grados/segundo.

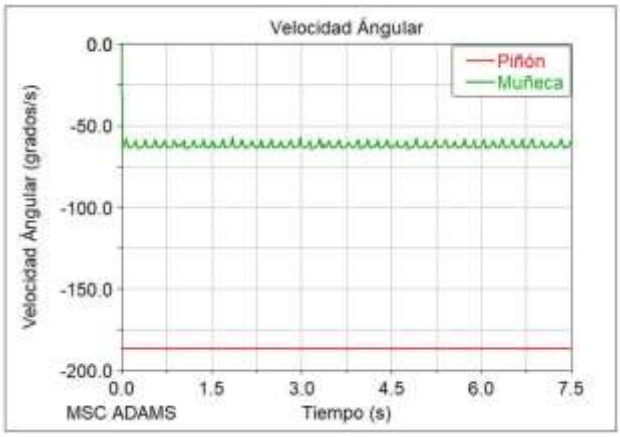


Figura 74. Velocidad angular del piñón y muñeca.

5.5 Construcción del prototipo

5.5.1 Proceso de impresión 3D

Para el proceso de construcción se elige el prototipado rápido y se selecciona la impresora Form 2 como se observa en la Figura 75, la cual se dispone en la Universidad Politécnica Salesiana en el laboratorio de prototipado, las características de la misma se muestran en el Anexo 3.

Figura 75. Impresora 3D Form 2 [51].

La secuencia para el proceso de impresión de los elementos se observa en la Figura 76.

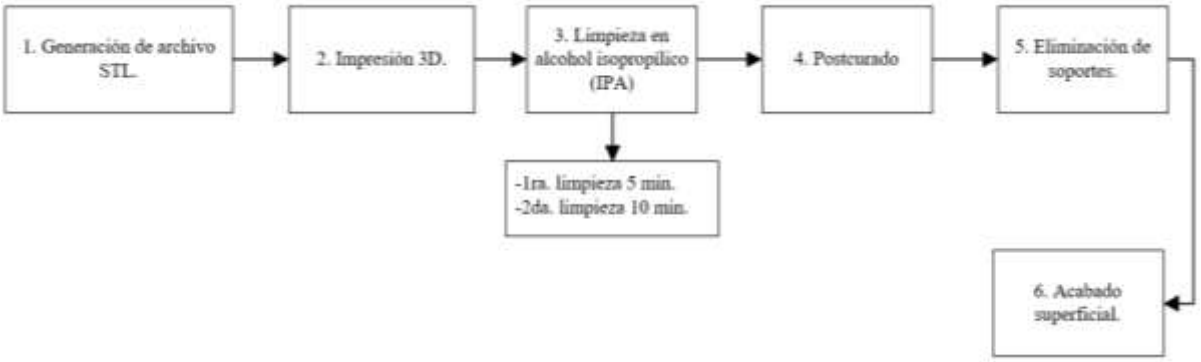


Figura 76. Proceso de impresión 3D.

Se inicia con la generación de un fichero estereolitográfico (.STL) que describe la superficie geométrica de los siguientes modelos tridimensionales:

- Cuerpo de muñeca
- Anillo de sistema acople rápido
- Engranajes rectos (sistema flexión-extensión)
- Piñón y engrane interno (sistema pronación-supinación)
- Socket

Se utiliza el software PreForm en el que se ingresan los parámetros de impresión, para la construcción de los elementos se emplea la resina tough V5 y resina durable V2 con una resolución de impresión de 0.1mm, estas resinas presentan las siguientes propiedades y características:

- Resina tough V5: alta resistencia a tensión y a deformación, alta tenacidad, esta resina se emplea para la fabricación de todo tipo de prototipos que necesitan una alta resistencia mecánica.

- Resina durable V2: baja fricción y desgaste, gran elongación, alta resistencia al impacto, buen acabado superficial, este material se emplea en piezas con ajustes a presión o elementos flexibles.

En el Anexo 4 y Anexo 5 se presentan las propiedades mecánicas de la resina tough y resina durable respectivamente.

Para que los elementos construidos alcancen su máxima dureza se exponen a un proceso de postcurado utilizando una lámpara que emite rayos ultravioletas (Figura 77).

Figura 77. Lámpara de postcurado: Form Cure [52].

El tiempo y temperatura de postcurado recomendado para la resina tough V5 y durable V2 se muestra en la Figura 78 y Figura 79 respectivamente.

Figura 78. Tiempo de postcurado resina tough V5 [53].

Figura 79. Tiempo de postcurado resina durable V2 [53].

- En la primera etapa de impresión se construye el cuerpo de la muñeca y anillo de seguridad con la resina tough V5 como se muestra en la Figura 80.

Figura 80. a) Cuerpo de muñeca, b) anillo de seguridad.

- En la segunda etapa se realiza la impresión del socket en dos partes, debido a las dimensiones de este elemento; en la Figura 81 se muestra la parte superior y en la Figura 82 se muestra la parte inferior de socket.

Figura 81. Parte superior del socket.

Figura 82. Parte inferior del socket.

Para la unión de las dos partes impresas del socket se utiliza un adhesivo DEVCON home 2 Ton Epoxy; se deja curar por un lapso de 1 hora y se tiene como resultado el socket mostrado en la Figura 83.

Figura 83. Socket.

- En la tercera etapa de impresión se utiliza la resina durable V2 para la construcción de los engranajes de dientes rectos (Figura 84), así como también para el engranaje interno y piñón (Figura 85), debido a que esta resina presenta mejores propiedades mecánicas.

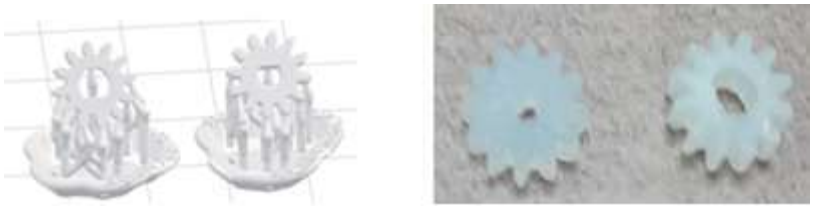


Figura 84. Engranajes rectos.

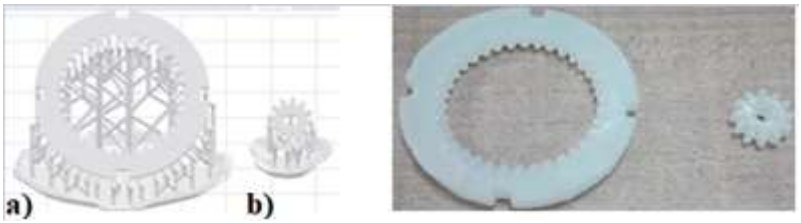


Figura 85. a) Engranaje interno, b) piñón.

En la Tabla 9 se muestra el tiempo y la cantidad de material utilizado en el proceso de impresión.

Tabla 9. Volumen y tiempo de impresión.

Elementos	Tiempo	Volumen
Cuerpo de muñeca y anillo de seguridad	6 h 15 min	49.18 ml
Socket parte superior	17 h 45 min	179.53 ml
Socket parte inferior	11 h 15 min	105.17 ml
Engranajes rectos	1 h 30 min	1.61 ml
Engranaje interno y piñón	2 h 45 min	7.43 ml

5.5.2 Proceso CAV

- **Torneado**

La construcción del eje que une el mecanismo de muñeca con la mano empieza con la operación de cilindrado y refrentado del material en bruto en el torno EASTAR MACHINE TOOLS CORP., como se observa en la Figura 86.

Figura 86. Torneado del eje.

- **Fresado**

Esta operación se realiza para crear una superficie plana (Figura 87) con el objetivo de acoplar el engrane recto y la mano para producir el movimiento de flexión-extensión.

Figura 87. Eje mecanizado.

5.6 Integración de elementos mecánicos y electrónicos

Los dos micromotores encargados del movimiento se integran en las cavidades del cuerpo de la muñeca. La fijación de cada uno de éstos es por apriete, la Figura 88 muestra el cuerpo de la muñeca con los micromotores y engranes ya implementados.

Figura 88. Micromotores implementados.

El eje encargado de la unión de la mano y muñeca se integra en el engrane conducido (flexión-extensión). La fijación de este elemento es por apriete, la Figura 89 muestra el eje implementado en el cuerpo de la muñeca.

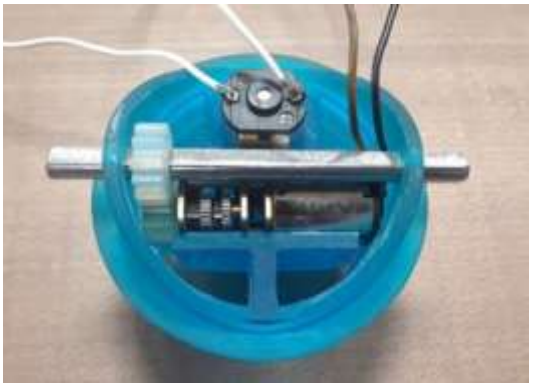


Figura 89. Eje implementado.

Los elementos rodantes encargados de facilitar el acople y desacople del mecanismo se integran en los orificios de la parte cilíndrica del socket. La Figura 90 muestra los elementos rodantes y el engrane interno implementados en el socket.

Figura 90. Elementos rodantes y el engrane interno implementados.

En la Figura 91 se muestra la implementación del anillo de acople rápido conjuntamente con los demás elementos del mecanismo de muñeca integrados en el socket.

Figura 91. Integración del mecanismo de muñeca.

5.7 Pruebas de funcionamiento

En la Figura 92 se indica el circuito electrónico utilizado para el control de giro de los dos micromotores Pololu, con el circuito se controla la dirección de giro y velocidad angular del mismo.

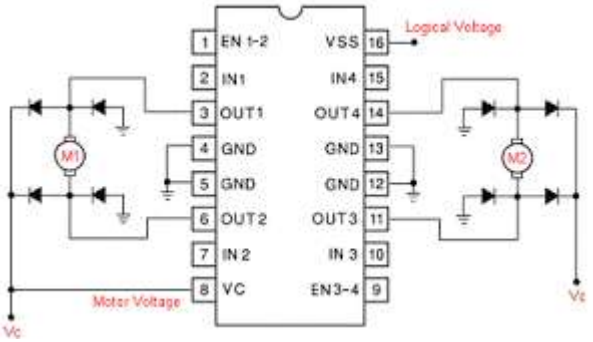


Figura 92. Circuito electrónico para control de motores DC [54].

El control de la dirección de giro se produce mediante el circuito integrado (CI) L293B conocido como Puente H indicado en la Figura 92; este CI L293B puede controlar los dos micromotores en simultáneo, los pines 3 y 6 se conectan a los terminales del micromotor que controla el giro de pronación-supinación, mientras que

los pines 11 y 14 se conectan a los terminales del segundo micromotor que controla el giro de flexión-extensión. El pin 16 se conecta a una tensión de alimentación de 6V.

La señal de entrada que ingresa en el CI L293B se controla mediante el empleo de una placa Arduino Uno, el código de programación esta creado para controlar el tiempo de duración de la señal de entrada, en el Anexo 6 se muestra en código de programación implementado empleado en la placa de Arduino Uno; en la Figura 93 se indica el montaje del circuito electrónico empleado en el control de los micromotores Pololu.

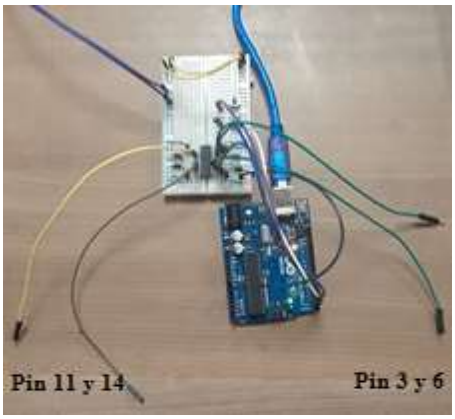


Figura 93. Montaje de circuito electrónico de control.

Se realiza las pruebas de funcionalidad del mecanismo de muñeca con la integración del sistema de control mostrado en la Figura 93.

- **Movimiento de flexión y extensión:** el mecanismo de muñeca realiza la flexión de aproximadamente 38° en un tiempo promedio de ejecución de 0.38 segundos y extensión de aproximadamente 34° en un tiempo promedio de ejecución de 0.24 segundos, en la Figura 94 se indica los ángulos de giro logrados en el mecanismo, los mismo que se determinaron mediante el empleo de un goniómetro.

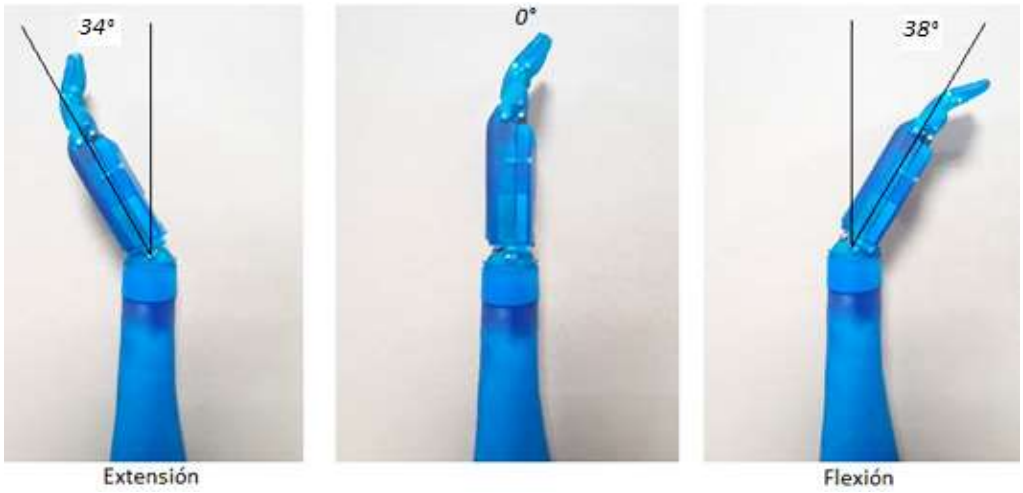


Figura 94. Movimiento obtenido en flexión-extensión.

- **Movimiento pronación y supinación:** el mecanismo de muñeca realiza un giro completo de 360° en sentido horario o antihorario en un tiempo promedio de ejecución de 7.56 segundos. Además, se puede posicionar la muñeca a diferentes grados como se lo indica en la Figura 95.

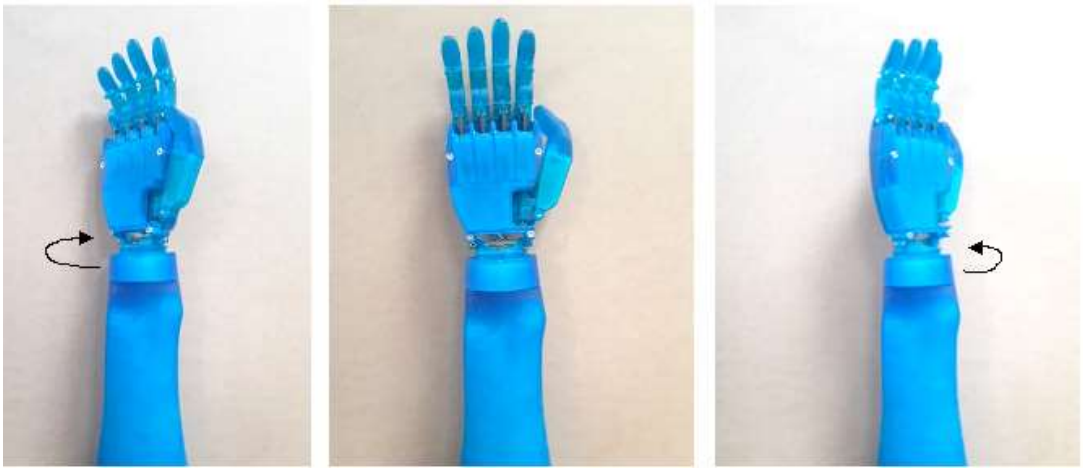


Figura 95. Movimiento obtenido en pronación y supinación.

6. ANÁLISIS Y RESULTADOS

6.1 Análisis del mecanismo de muñeca de la prótesis biomecánica (segunda fase)

De acuerdo al análisis realizado inicialmente se determinó la funcionalidad del mecanismo de muñeca de la prótesis biomecánica (segunda fase), la cual posee un grado de libertad (movimiento pronación-supinación); se logra diseñar este mecanismo que aparte de obtener el mismo grado de libertad y poseer un sistema de des enclavamiento similar, es decir que se puede desprender la mano del socket, se logra incorporar otro grado de libertad (movimiento de flexión-extensión) mediante la implementación de un

mecanismo sencillo conformado por un sistema de engranes rectos, el cual otorga una mayor funcionalidad .

Además, se realiza mejores estéticas en el mecanismo, debido a que se considera la antropometría del miembro sano en el diseño, lo cual fue obviado en el mecanismo de muñeca de la prótesis biomecánica (segunda fase), en la Figura 96 se visualiza las mejoras estéticas obtenidas en el mecanismo considerando la antropometría de la mano del paciente.

Figura 96. Mejoras estéticas.

El material utilizado para la fabricación del mecanismo de muñeca (segunda fase) obtenido mediante proceso CAV fue nylon 66, debido a que presenta excelentes propiedades mecánicas como: alta resistencia al calor, impacto, desgaste y rigidez. En nuestro caso los materiales que se utilizan en la fabricación del mecanismo de muñeca mediante impresión 3D son resinas liquidas fotosensibles (resina Tough y resina Durable) las cuales cumplen con las características de diseño.

6.2 Diseño del mecanismo de dos GDL

El elemento crítico del diseño es el eje acople mano-muñeca, por lo cual se somete a un análisis matemático para su dimensionamiento, obteniendo un diámetro de eje de 3.72 mm de área igual a 10.87 mm^2; para la construcción se elige un diámetro de 4 mm, del que se obtuvo un perfil semilunar de área igual a 11.66 mm^2 siendo este mayor al área del eje calculado. El diseño del eje obtenido soporta la fuerza tangencial producida por el engrane, además soporta una carga de 1.5 kg incluido la masa de la mano.

Posteriormente se valida el diseño en el software ANSYS bajo las condiciones mostradas en la Figura 52. Se obtiene un esfuerzo máximo de 262.84 MPa, el cual corresponde al esfuerzo equivalente de Von Mises, este valor es menor al esfuerzo a la fluencia del material SAE 1018, lo que significa que el material no sufre deformación plástica, por lo que se valida el diseño del eje. En la Figura 53 se indica la distribución de esfuerzos de Von Mises. Además, en la Figura 54 se observa que en las áreas más comprometidas se obtiene un factor de seguridad 1.5 lo que garantiza que el eje no presentara fallas.

En la Figura 37 se indica el factor de seguridad mínimo obtenido en el sistema de engranes rectos, el cual es de 2.26, lo que asegura que el sistema soporta las cargas al cual se encuentra sometido; de igual manera en el sistema de engrane interno y piñón se obtiene un factor de seguridad mínimo de 6.50, lo que ratifica que el dimensionamiento de dicho sistema de engranes soportara las cargas consideradas en el diseño.

Para el sistema de flexión-extensión y pronación-supinación la velocidad de entrada aplicada al micromotor es de 31 RPM sin carga, esta velocidad es constante ya que es un micromotor DC que no posee encoder que permita determinar la velocidad angular o lineal y el sentido de giro del mismo.

En el análisis cinemático empleando el software ADAMS VIEW se determina el rango de funcionalidad del mecanismo, en el cual se consigue un ángulo de giro de 34.2636° que se produce en un tiempo de 0.1853 segundos medido desde el eje neutral de la mano hasta la posición límite de flexión con una velocidad angular máxima de 306.35 grados/segundo, la velocidad angular corresponde al centro de masa del eje ya que es el que produce el acople y transmisión de movimiento entre la mano y el mecanismo de muñeca. De igual manera el movimiento de extensión logra un ángulo de

giro de 34.3479° en 0.1847 segundos, con una velocidad angular máxima de 308.80 grados/segundo.

En el caso del movimiento de pronación-supinación, el sistema permite obtener un rango de movilidad ilimitado que depende del sentido de giro del micromotor; en la Figura 97 se delimita la curva de desplazamiento angular de la muñeca en un ángulo de giro de 360° que corresponde a una vuelta completa del mecanismo de muñeca, con lo que se obtiene un tiempo de giro de 5.8013 segundos , además se verifica que la relación de transmisión 3:1 existente entre el piñón y engrane interno se cumple, ya que para que la muñeca gire 360° el piñón debe de girar 1080°.

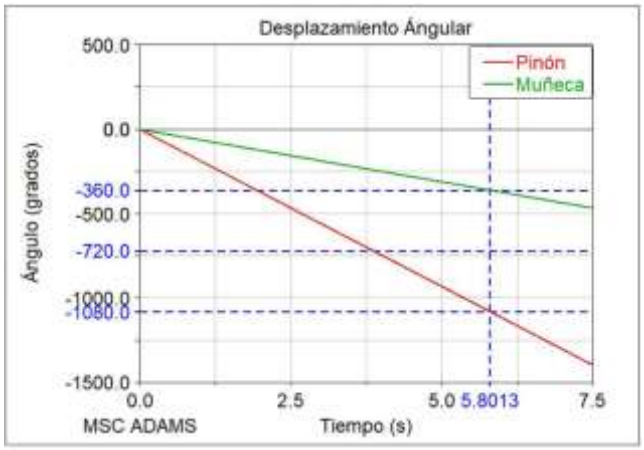


Figura 97. Parámetros del sistema de pronación-supinación.

De la Figura 74 se obtiene la curva de velocidad angular de la muñeca, la cual presenta 36 picos comprendidos entre un valor mínimo de 57.41 grados/segundo y un máximo de 64.735 grados/segundo; donde cada pico representa el contacto entre los dientes del piñón y engrane interno.

Por lo tanto, el mecanismo diseñado está dentro del rango de movilidad necesario para la realización de la mayoría de actividades de la vida diaria según la referencia [43].

6.3 Construcción e integración de elementos mecatrónicos

Las resinas empleadas en el proceso de prototipado cumplen con los requerimientos de diseño, es decir los procesos de prototipado son válidos ya no solo como prototipos si no como piezas finales (funcionales) debido a las propiedades mecánicas que poseen. El socket presenta un acabado superficial liso y se acopla perfectamente al muñón del paciente.

Los elementos mecatrónicos se ajustan a presión en las cavidades en las que se ubican lo que garantiza que los elementos permanezcan fijos, además el mecanismo no presenta interferencias que impida su correcto funcionamiento

6.4 Pruebas de funcionamiento

Una vez energizado el sistema de control se procede a verificar que el mecanismo llegue a los ángulos establecidos a través de un goniómetro, también se verifica que el motor no presenta vibración al momento de efectuar los giros. El circuito electrónico empleado para el control del mecanismo de muñeca cumple con los requerimientos necesarios para controlar los rangos de movimiento en función del tiempo.

Los rangos de movimiento obtenidos están dentro del rango establecido en el diseño, aunque en el movimiento de flexión se obtuvo un mayor ángulo de giro, lo cual aumenta la funcionalidad del mecanismo; los datos obtenidos como el tiempo en el que se producen los diferentes movimientos difieren del análisis cinemático, esto se debe a que en el análisis cinemático solo se analiza la posición final del elemento analizado, su velocidad y aceleración angular, es decir se obvia las fuerzas que ocurre en el mecanismo como la fuerza de fricción existente entre los componente mecánicos y el peso de los mismos ya que proporcionan carga al sistema; dichas fuerzas ralentizan al mecanismo ya que se ejerce carga sobre el micromotor.

Para conseguir un mayor rango de movilidad en el sistema de flexión – extensión se puede prolongar los soportes laterales de la mano, lo cual ocasionaría que la prótesis sea más larga y esto afectaría a su estética, por lo cual se restringió la longitud de los soportes laterales de la mano. En trabajos posteriores podría proponerse otro tipo de diseño aparte del descrito en este documento, el cual podría alcanzar un mayor rango de movilidad en la muñeca, por lo que este diseño se presenta como una alternativa.

CONCLUSIONES

El mecanismo de muñeca desarrollado tiene forma ovalada y presenta las siguientes dimensiones: ancho de la articulación radiocarpiana es 63.16 mm, ancho entre la articulación radiocarpiana y mediocarpiana es de 48.12 mm y el ancho en la articulación intercarpiana es 44.42 mm, las mismas que están en el rango definido por la antropometría del paciente. La variación existente entre la antropometría real del

antebrazo y la del mecanismo obtenido es mínimo lo que no permite una deformación visible que afecte la antropometría de la muñeca.

El mecanismo de muñeca obtenido es funcional, posee dos GDL lo que le permite cumplir con los movimientos de pronación-supinación con un rango de movimiento de 0 a 360° respectivamente, flexión de 0 a 38° y extensión de 0 a 34° bajo una señal específica para su control.

Los materiales empleados en la construcción de engranes cumplen con los requerimientos de diseño del sistema, debido a que el módulo elegido es de m=0.75 es mayor que el módulo mínimo m_{min}=0.71 requerido según el criterio de Lewis, verificando de esta manera que los dientes resistirán la potencia del sistema; además los análisis desarrollados mediante el uso de elementos finitos ratifican que los elementos soportan las cargas empleadas en el diseño.

El dispositivo integrado con la prótesis puede levantar una masa máxima de 1.5 kg para la realización de actividades de la vida diaria.

RECOMENDACIONES

- Realizar un análisis de selección de otros tipos de motores con el fin de disminuir el ruido del mecanismo, ya que los micromotores utilizados debido a su caja de reducción de engranajes rectos generan un ruido considerable al momento del accionamiento.

- Se recomienda diseñar un cobertor para el mecanismo, con el fin de evitar el ingreso de polvo, agua, entre otros elementos que puedan dañar el mecanismo.

- Para obtener un mejor diseño y una posible reducción de masa, se recomienda realizar un estudio del estado del arte sobre el diseño del socket.

- Realizar las pruebas de funcionamiento considerando los sistemas de control: sensores mioeléctricos como el brazalete MYO y el sensor óptico que va a utilizar la prótesis de mano, realizando estas pruebas se podrá hacer modificaciones en el mecanismo que garantice su funcionamiento al implementarse con los sistemas de control antes mencionados.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] J. Dorador, «Robótica y prótesis inteligentes», *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, pp. 1-15, ene. 2004.

[2] S. Cevallos y V. Hidrobo, «Diseño de un programa fisioterapéutico para pacientes con miembros amputados que acuden a la fundación prótesis para la vida de la cuidad de Ibarra durante el periodo julio 2012 - enero 2013.», Universidad Técnica del Norte, Ibarra, 2013.

[3] C. A. Quinayás, «Diseño y construcción de una prótesis robótica de mano funcional adaptada a varios agarres.», Universidad del Cauca, Popayán, 2010.

[4] N. M. Bajaj, A. J. Spiers, y A. M. Dollar, «State of the art in prosthetic wrists: Commercial and research devices», en *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2015, pp. 331-338.

[5] J. L. Vargas, L. F. Yunga, L. F. Cajamarca, y J. L. Matute, «Diseño construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha. (Segunda fase)», Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, 2015.
[6] E. Vela, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado*. México: Intersistemas, S.A. de C.V., 2016.
[7] J. Hernández, «Frecuencia y causas de amputación en pacientes atendidos en la dirección de atención a la discapacidad, por el programa de apoyo de ayudas funcionales del DIF estado de México, 2011-2012», Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, 2013.
[8] O. Vargas, «Diseño y construcción de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis», Universidad Internacional Del Ecuador, Quito, 2017.
[9] C. Roose, «Two-degree-of-freedom pneumatically powered wrist prosthesis.», Delft University of Technology, 2014.
[10] M. A. Flores, «Diseño y manufactura de un modelo de prótesis mecatrónica de muñeca.», Universidad Nacional Autónoma de México, México D. F., 2012.
[11] M. Yépez, «Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano», Universidad Técnica del Norte, Ibarra, 2017.
[12] A. Velázquez, «Caracterización cinemática e implementación de una mano robótica multiarticulada», Instituto Politécnico Nacional, México D. F., 2008.
[13] C. E. M. Gonzalez, M. B. Rodríguez, y F. M. Martínez, «El complejo articular de la muñeca: aspectos anatofisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio», p. 17, 2016.
[14] F. Marini, V. Squeri, P. Morasso, y L. Masia, «Wrist Proprioception: Amplitude or Position Coding?», *Front. Neurorobotics*, vol. 10, oct. 2016.
[15] «Bebionic3 technical information». [En línea]. Disponible en: http://bebionic.com/distributor/documents/bebionic3_technical_information_-_Lo_Res.pdf. [Accedido: 18-mar-2018].
[16] «La impresionante mano biónica Bebionic3». [En línea]. Disponible en: http://andade.es/andade-tv/item/la-impresionante-mano-bionica-bebionic3. [Accedido: 26-jun-2018].
[17] E. Haro y C. Román, «Diseño y construcción de un prototipo de prótesis mioélectrica para desarticulación de muñeca», Universidad de las Fuerzas Armadas, Sangolqui, 2017.
[18] J. L. Brito, M. X. Quinde, y J. D. Cuzco, «Diseño construcción e implementación de prótesis biomecánica de mano derecha.», Universidad Politécnica Salesiana, Cuenca, 2013.
[19] A. Hussaini, A. Zinck, y P. Kyberd, «Categorization of compensatory motions in transradial myoelectric prosthesis users.», *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 41, n.º 3, pp. 286-293, jun. 2017.
[20] Jo Ann Staugaard-Jones, *Anatomía del ejercicio y el movimiento*. Paidotribo, 2014.
[21] R. Bastardo *et al.*, «Correlación entre edad cronológica y edad ósea - edad dental en pacientes del Diplomado de Ortodoncia Interceptiva, UGMA - 2007», *Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría*, 2009.
[22] A. Viladot, *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona: Springer Science & Business Media, 2001.
[23] N. Navarro, «Modelado cinemático y dinámico de un manipulador de 5 grados de libertad articulado verticalmente.», Pontificia Universidad Católica Del Perú, Lima, 2011.
[24] A. O. Baturone, *Robótica: manipuladores y robots móviles*. Marcombo, 2005.

[25] H. Rouvière y A. Delmas, *Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional. Miembros*, 11 ed. Elsevier España, 2005.
[26] N. Palastanga, D. Field, y R. Soames, *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*, 3 ed. Barcelona: Editorial Paidotribo, 2007.
[27] R. La O Ramos y A. Baryolo, «Rehabilitación del Amputado de Miembro Inferior», sep-2005. [En línea]. Disponible en: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf. [Accedido: 28-sep-2017].
[28] Y. Monzón, R. Cho, y P. J. Salinas, «Recuperación funcional y laboral de los amputados del hospital universitario de los Andes, Mérida, Venezuela.», vol. 7, p. 13.
[29] B. Sospedra, «Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada.», Universidad Jaime I, Castellón, 2015.
[30] J. Olarra y A. Longarela, «Sensación de miembro fantasma y dolor de miembro residual tras 50 años de la amputación», p. 4, 2007.
[31] S. L. Carey, M. Jason Highsmith, M. E. Maitland, y R. V. Dubey, «Compensatory movements of transradial prosthesis users during common tasks», *Clin. Biomech.*, vol. 23, n.º 9, pp. 1128-1135, nov. 2008.
[32] B. Valdes, «Reducing compensatory movements in stroke therapy through the use of robotic devices and augmented feedback», University of British Columbia, 2017.
[33] «VINCENT evelution 3», 2018. [En línea]. Disponible en: https://vincentsystems.de/workspace/vs/docs/g3p80d02en01_wrist_flyer_compressed.pdf. [Accedido: 19-mar-2018].
[34] «Flexion wrist», 2014. [En línea]. Disponible en: http://touchbionics.com/resources/document-library. [Accedido: 20-mar-2018].
[35] «Bebionic technical manual», 2017. [En línea]. Disponible en: http://es.bebionic.com/uploads/files/Tech_Manual_Medium_Large_Hand1.pdf. [Accedido: 18-mar-2018].
[36] «Michelangelo», 2014. [En línea]. Disponible en: http://www.grausoler.es/fileadmin/user_upload/fabricantes/ottobock/646D501-ES-01-1201wb.pdf. [Accedido: 18-mar-2018].
[37] A. Sánchez, «Impresora 3D de escritorio basada en el modelo open source para la elaboración de objetos físicos.», Universidad Técnica De Ambato, Ambato, 2015.
[38] C. Macas y K. Pilco, «Construcción de un modelo de fundición mediante la utilización de tecnología de impresión 3D.», Escuela Superior Politécnica De Chimborazo, Riobamba, 2016.
[39] «Wearables e Impresora 3D». [En línea]. Disponible en: https://iutoms7001.wordpress.com/. [Accedido: 24-may-2018].
[40] «Impression 3D et Imprimante 3D: Meilleur Prix, Comparatif, News», *3Dnatives*. [En línea]. Disponible en: https://www.3dnatives.com/. [Accedido: 24-may-2018].
[41] «Impresoras 3D, Materiales 3D, software 3D, proyectos 3D», *imprimiren3d*. [En línea]. Disponible en: http://www.imprimiren3d.com.mx/. [Accedido: 24-may-2018].
[42] «Escáner 3D Eva de Artec | Soluciones de escaneo 3D portables». [En línea]. Disponible en: https://www.artec3d.com/es/portable-3d-scanners/artec-eva. [Accedido: 10-ago-2018].

[43] D. L. Nelson, M. A. Mitchell, P. G. Groszewski, S. L. Pennick, y P. R. Manske, «Wrist Range of Motion in Activities of Daily Living», en *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, Springer, Boston, MA, 1994, pp. 329-334.

[44] J. Ryu, W. P. Cooney, L. J. Askew, K.-N. An, y E. Y. S. Chao, «Functional ranges of motion of the wrist joint», *J. Hand Surg.*, vol. 16, n.º 3, pp. 409-419, may 1991.

[45] J. T. Belter, J. L. Segil, A. M. Dollar, y R. F. Weir, «Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review», *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 50, n.º 5, p. 599, 2013.

[46] «Pololu - Motorreductor 1000: 1 Micro Metal HP 6V». [En línea]. Disponible en: https://www.pololu.com/product/1595. [Accedido: 11-ago-2018].

[47] R. Mott, *Diseño de elementos de máquinas*, 4 ed. México: Pearson Educación, 2006.

[48] A. L. Casillas, *Máquinas (Cálculos De Taller)*. España.

[49] «Catálogo 2018, Ivan Bohman CA». [En línea]. Disponible en: http://www.ivanbohman.com.ec/product-detail/catalogo-2018/. [Accedido: 10-jul-2018].

[50] F. Beer, E. Johnston, J. DeWolf., *Mecánica de materiales*, 6 ed. México D. F.: Mc Graw Hill, 2010.

[51] «Form 2: 3D Printing for Digital Dentistry». [En línea]. Disponible en: https://formlabs.com. [Accedido: 24-may-2018].

[52] «Form Cure | Formlabs». [En línea]. Disponible en: https://formlabs.com/store/int/form-2/accessories/form-cure/?fbclid=IwAR1ZBWSS1brWbkop_7_YsctVuWuSTf6ydoN46qOULGPUI69OHAS_J2FqUgg. [Accedido: 25-oct-2018].

[53] «Form Cure Time and Temperature Settings». [En línea]. Disponible en: https://support.formlabs.com/s/article/Form-Cure-Time-and-Temperature-Settings?language=en_US. [Accedido: 25-oct-2018].

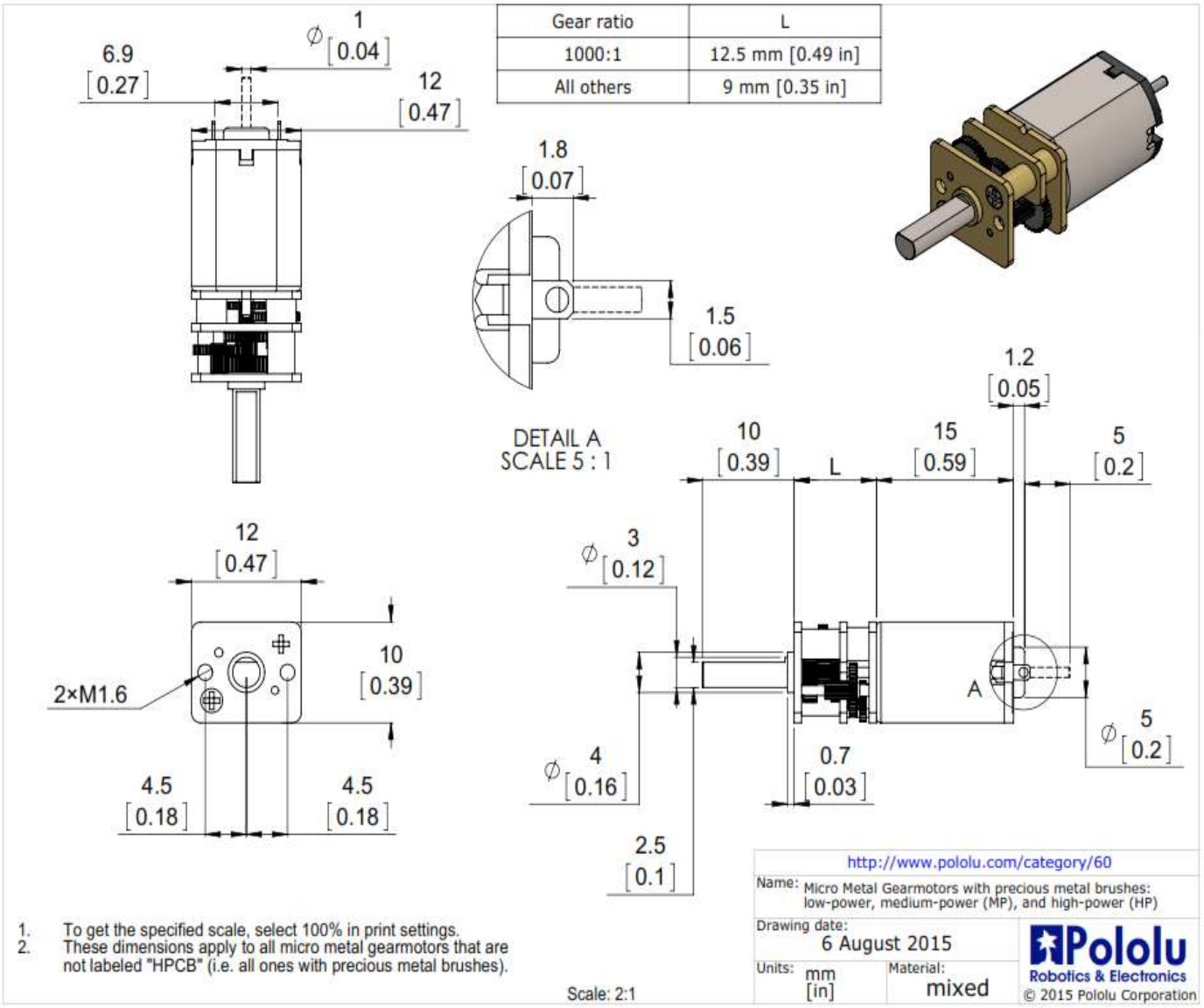
[54] «Como funciona el puente H L293B», 2016. [En línea]. Disponible en: http://www.electrontools.com/Home/WP/category/robotica/. [Accedido: 14-jul-2018].

ANEXOS

Anexo 1. Características del escáner Artec Eva

	EVA	SPACE SPIDER
Habilidad para capturar textura	Sí	
Resolución 3D de hasta	0,5 mm	0,1 mm
Punto de precisión 3D de hasta	0,1 mm	0,05 mm
Precisión 3D de profundidad sobre distancia de hasta	0,03% sobre 100 cm	
Resolución de textura	1,3 mp	
Colores	24 bpp	
Fuente de luz	Bombilla flash	LED azul
Distancia de trabajo	0,4 – 1 m	0,2 – 0,5 m
Campo linear de vista, H×W @ rango más cercano	214×148 mm	90×70 mm
Campo linear de vista, H×W @ rango más lejano	536×371 mm	180×140 mm
Campo angular de vista, H×W	30 x 21°	
Ratio de cuadros de video de hasta	16 fps	15 fps
Tiempo de exposición	0,0002 s	
Velocidad de adquisición de datos de hasta	2 millones puntos/s	1 millones puntos/s
Procesamiento multi core	Sí	
Dimensiones H×D×W	261,5×158,2×65,7 mm	190×140×150 mm
Peso	0,85 kg / 1,9 lb	
Consumo de energía	12V, 48W	12V, 24W
Interface	1 x USB 2.0, compatible con USB 3.0	
Formatos de salida	OBJ, PLY, WRL, STL, AOP, ASCII, PTX, E57, XYZRGB	
Formato de salida para medidas	CSV, DXF, XML	
Capacidad de procesamiento	40 millones de triángulos / 1GB RAM	
Sistemas operativos soportados	Windows 7, 8 o 10 – x64	
Requerimientos mínimos de computadora	Se recomienda i5 o i7, 12Gb RAM	Se recomienda i5 o i7, 16Gb RAM
Calibración	No se requiere equipo especializado	

Anexo 2. Dimensiones del micromotor Pololu 1000:1



Anexo 3. Especificaciones técnicas de la impresora 3D: Form 2

Technical Specifications

PRINTER

Price	$3499
Dimensions	35 × 33 × 52 cm 13.5 × 13 × 20.5 in
Weight	13 kg / 28.5 lbs
Operating Temperature	Autoheats to 35° C or 95° F Self-heating Resin Tank
Power Requirements	100–240 V 1.5 A 50/60 Hz 65 W
Laser Specifications	EN 60825-1:2007 certified Class 1 laser product 405 nm violet laser 250 mW laser
Connectivity	Wi-Fi, Ethernet, and USB
Printer Control	Interactive touch screen

PREFORM SOFTWARE

System Requirements	Windows 7 and up Mac OS X 10.7 and up
File Type	.STL or .OBJ

PRINTING PROPERTIES

Technology	Stereolithography (SLA)
Peel Mechanism	Sliding peel process with wiper
Resin Fill System	Automated cartridge system
Build Volume	145 × 145 × 175 mm 5.7 × 5.7 × 6.9 in
Layer Thickness (Axis Resolution)	25, 50, 100, 200 microns 0.001, 0.002, 0.004, 0.008 in.
Laser Spot Size (FWHM)	140 microns 0.0055 inches
Supports	Auto-generated Easily removable

FINISHING KIT

Includes

- Finishing tray
- Scraper
- Pre and post-rinse tubs
- Rinse basket
- Squeeze bottle
- Flush cutters
- Tweezers
- Disposable Nitrile gloves
- Removal tool
- Removal jig

Anexo 4. Propiedades de la resina Tough V5

Material Properties Data

	METRIC[1]		IMPERIAL[1]		METHOD
	Green[2]	Post-Cured[3]	Green[2]	Post-Cured[3]	
Mechanical Properties					
Ultimate Tensile Strength	34.7 MPa	55.7 MPa	5040 psi	8080 psi	ASTM D 638-14
Tensile Modulus	1.7 GPa	2.7 GPa	239 ksi	387 ksi	ASTM D 638-14
Elongation at Break	42 %	24 %	42 %	24 %	ASTM D 638-14
Flexural Strength at 5% Strain	20.8 MPa	60.6 MPa	3020 psi	8790 psi	ASTM D 790-15
Flexural Modulus	0.6 GPa	1.6 GPa	90.3 ksi	241 ksi	ASTM D 790-15
Notched IZOD	32.6 J/m	38 J/m	0.61 ft-lbf/in	0.71 ft-lbf/in	ASTM D256-10
Thermal Properties					
Heat Deflection Temp. @ 1.8 MPa	32.8 °C	45.9 °C	91.1 °F	114.6 °F	ASTM D 648-16
Heat Deflection Temp. @ 0.45 MPa	40.4 °C	48.5 °C	104.7 °F	119.3 °F	ASTM D 648-16
Thermal Expansion (23 – 50 °C)	159.7 µm/m/°C	119.4 µm/m/°C	88.7 µin/in/°F	66.3 µin/in/°F	ASTM E 831-13

[1] Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings, and temperature.

[2] Data was obtained from green parts, printed using Form 2, 100 µm, Tough settings, without additional treatments.

[3] Data was obtained from parts printed using Form 2, 100 µm, Tough settings and post-cured with 2.5 mW/cm² of 405 nm LED light for 120 minutes at 60°C.

Anexo 5. Propiedades de la resina Durable V2

Material Properties Data

	METRIC[1]		IMPERIAL[1]		METHOD
	Green[2]	Post-Cured[3]	Green[2]	Post-Cured[3]	
Tensile Properties					
Ultimate Tensile Strength	18.6 MPa	31.8 MPa	2.7 ksi	4.61 ksi	ASTM D 638-10
Tensile Modulus	0.45 GPa	1.26 GPa	65.7 ksi	183 ksi	ASTM D 638-10
Elongation	67 %	49 %	67 %	49 %	ASTM D 638-10
Flexural Properties					
Flexural Stress at 5% Strain	4.06 MPa	27.2 MPa	0.59 ksi	3.95 ksi	ASTM D 790-10, Procedure A
Flexural Modulus	0.16 GPa	0.82 GPa	23.4 ksi	119 ksi	ASTM D 790-10, Procedure A
Impact Properties					
Notched IZOD	130.8 J/m	109 J/m	2.46 ft-lbf/in	2.05 ft-lbf/in	ASTM D 256-10, Test Method A
Temperature Properties					
Heat Deflection Temp. @ 0.45 MPa	< 30 °C	43.3 °C	< 86 °F	110 °F	ASTM D 648-07, Method B
Thermal Expansion (23 to 50° C)	117.0 µm/m/°C	145.1 µm/m/°C	65.0 µin/in/°F	80.6 µin/in/°F	ASTM E831-14

[1] Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings, and temperature.

[2] Data was obtained from green parts, printed using Form 2, 100 µm, Durable settings, without additional treatments.

[3] Data was obtained from parts printed using Form 2, 100 µm, Durable settings and post-cured with 2.5 mW/cm² of 405 nm LED light for 120 minutes at 60°C.

Anexo 6. Programación en Arduino

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:000000
   // Motor flex ext
  pinMode(2, OUTPUT);//conectar al 2 del puente H
  pinMode(3, OUTPUT);//conectar al 7 del puente H
  pinMode(4, INPUT);//giro flexion (conectar al pulsante 1)
  pinMode(5, INPUT);//giro extension (conecatar al pulsante 2)
  digitalWrite(4,HIGH);
  digitalWrite(5,HIGH);
     // Motor prona supina
  pinMode(6, OUTPUT); // conectar al 10 del puente H
  pinMode(7, OUTPUT); // conectar al 15 del puente H
  pinMode(8, INPUT);//giro pronacion (conectar al pulsante 3)
  pinMode(9, INPUT);//giro supinacion (conectar al pulsante 4)
  digitalWrite(8,HIGH);
  digitalWrite(9,HIGH);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:

  double flex=0.41; //Tiempo en segundos (accion del motor flexion-extension)


  if (digitalRead(5)==LOW){

    digitalWrite(2,LOW);
    digitalWrite(3,HIGH);
    for (int i=0;i<round(flex*1000);i++){
      delay(1);

    }
    digitalWrite(2,LOW);
    digitalWrite(3,LOW);
   }

  if (digitalRead(4)==LOW){

    digitalWrite(3,LOW);
    digitalWrite(2,HIGH);
    for (int i=0;i<round(flex*1000);i++){
      delay(1);
```

```
    }
    digitalWrite(2,LOW);
    digitalWrite(3,LOW);
   }
    double pron=2; //Tiempo en segundos (accion del motor pronacion-supinacion)


  if (digitalRead(9)==LOW){

    digitalWrite(6,LOW);
    digitalWrite(7,HIGH);
    for (int i=0;i<round(pron*1000);i++){
      delay(1);

    }
    digitalWrite(6,LOW);
    digitalWrite(7,LOW);
   }

  if (digitalRead(8)==LOW){

    digitalWrite(7,LOW);
    digitalWrite(6,HIGH);
    for (int i=0;i<round(pron*1000);i++){
      delay(1);

    }
    digitalWrite(6,LOW);
    digitalWrite(7,LOW);
   }

}
```

Anexo 7. Conjunto y particulares del mecanismo de muñeca