

Diseño y Construcción de un Prototipo Funcional de un Mecanismo de Muñeca para una Prótesis
Transradial de Miembro Superior Activa

Karen Sofía Brokate Moreno y Laura Fernanda Gómez Rodríguez

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniera Mecánica

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Ingeniero Mecánico, PhD.

Codirector

Luis Antonio Bautista Hernández

Ingeniero Civil, MsC Informática.

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2023

Dedicatoria

A mi mamá y mi papá, por el amor, enseñanzas y apoyo incondicional que me ofrecen día a día, permitiéndome creer en mí para alcanzar y cumplir con todos mis sueños y metas.

A mi hermana y mejor amiga, por sus consejos y amor, demostrándome que a pesar de que las cosas se tornen difíciles siempre será mi compañía.

A Tony y Peter, por brindarme felicidad en los momentos que más lo necesitaba.

Al resto de mis familiares y compañeros, en especial a mis abuelos por siempre estar al tanto de mí, acompañarme y ayudarme siempre que lo necesitara durante esta etapa de mi vida.

Karen Sofia Brokate Moreno

Dedicatoria

Este proyecto lo dedico a cada uno de los miembros mi familia por hacer posible el cumplimiento de esta meta de mi vida, porque gracias a su amor, su apoyo incondicional, a sus buenos ejemplos, a su confianza en mis habilidades hicieron que creyera que tenía las herramientas necesarias para conseguir lo que me propusiera. Los amo.
A mi compañera de trabajo, cuyo trabajo y compromiso hicieron posible este logro.

Con cariño Laura Gómez

Agradecimientos

A la Universidad Industrial de Santander por brindarnos las herramientas necesarias durante este proceso de aprendizaje y así culminar correctamente este proyecto. Especialmente a los laboratorios de taller de manufactura y al laboratorio de manufactura digital y a sus encargados César y Daniel, ya que gracias a ellos y a su asistencia fue posible la construcción del prototipo.

A nuestro director y codirector de proyecto Diego Villegas y Luis Bautista por cada uno de sus aportes, metodologías, por sus seguimientos durante este proceso y por enseñarnos los pasos para desarrollar el proyecto, cuyas herramientas fueron fundamentales para llegar al diseño y construcción del prototipado de la prótesis.

Tabla de contenido

	Pág.
Introducción	15
1 Objetivos.....	18
1.1 Objetivo general	18
1.2 Objetivos específicos.....	18
2 Marco teórico.....	19
2.1 Movimientos del brazo.....	20
2.2 Tipos de prótesis según función.....	22
2.2.1 Prótesis Pasivas.....	22
2.2.2 Prótesis Activas.....	22
2.3 Electromiografía.....	23
2.4 Estado del arte	24
2.4.1 Rotador de muñeca eléctrico de Ottobock	24
2.4.2 Dispositivo de muñeca para uso con una prótesis - US7914587B2	25
2.4.3 Prótesis de muñeca motorizada de dos grados de libertad.....	26
2.4.4 Diseño de un modelo prótesis de miembro superior: mecanismo de muñeca	27
3 Diseño mecánico.....	28
3.1 Análisis de problemas de diseño	28
3.1.1 Requerimientos del usuario.....	29
3.1.2 Requerimientos de diseño	30
3.2 Diseño conceptual a nivel de sistema.....	31

3.2.1	Descripción funcional	31
3.2.2	Nivel de madurez tecnológica.....	32
3.2.3	Tipos de subsistemas.....	33
3.2.4	Planteamiento de alternativas	33
3.2.5	Evaluación de alternativas	35
3.2.6	Especificación de alternativa ganadora.....	37
3.3	Diseño a nivel de parámetros	37
3.3.1	Análisis de parámetros: selección del servomotor.....	38
3.3.2	Selección de materiales y proceso de manufactura para la fabricación.....	42
3.3.3	Diseño del prototipo del mecanismo de muñeca	44
3.3.4	Diseño y cálculo eje.....	47
3.3.5	Análisis Estático por Elementos Finitos	56
3.3.6	Análisis de Modo y Efecto de Falla (AMEF)	61
3.4	Diseño de parámetros optimizado.....	62
4	Diseño del sistema de control.....	68
4.1	Descripción de los componentes	68
4.1.1	Sensor muscular	68
4.1.2	Microcontrolador	69
4.1.3	Batería.....	70
4.1.4	Sistema de conexiones	70
4.2	Tratamiento de la señal mioeléctrica.....	71
4.2.1	Captación y acondicionamiento de la señal	71

4.2.2	Adquisición de datos y procesamiento de la señal.....	73
4.2.3	Interpretación de la señal y control del servomotor.....	74
5	Fabricación, ensamblaje y pruebas de funcionamiento.....	76
5.1	Fabricación y ensamble de componentes.....	76
5.2	Pruebas de funcionamiento.....	78
5.3	Estudio y análisis económico.....	79
6	Recomendaciones.....	81
7	Conclusiones.....	82
	Referencias.....	84
	Apéndices.....	88

Lista de tablas

	Pág.
Tabla 1. <i>Fases del proceso NASA y Capstone Design</i>	28
Tabla 2. <i>Requerimientos del usuario</i>	29
Tabla 3. <i>Velocidades angulares</i>	40
Tabla 4. <i>Variables cinemáticas en actividad de levantamiento de cargas</i>	40
Tabla 5. <i>Medidas del encaje</i>	45
Tabla 6. <i>Detalle costos de materiales y manufactura</i>	79
Tabla 7. <i>Costos del proyecto</i>	80

Lista de figuras

	Pág.
Figura 1. <i>Prótesis de miembro superior</i>	15
Figura 2. <i>Niveles de amputación en el miembro superior</i>	19
Figura 3. <i>Desviación radial y cubital de la muñeca</i>	20
Figura 4. <i>Flexión-extensión de la muñeca</i>	21
Figura 5. <i>Movimiento de pronación y supinación</i>	21
Figura 6. <i>Músculos flexores y extensores de la articulación de la muñeca</i>	23
Figura 7. <i>Rotador de muñeca eléctrico Otto bock 10S17</i>	25
Figura 8. <i>Dispositivo de muñeca para uso con una prótesis de extremidad - US7914587B2</i>	25
Figura 9. <i>Prótesis de muñeca motorizada de dos grados de libertad</i>	26
Figura 10. <i>Diseño CAD de la prótesis con los mecanismos individuales</i>	27
Figura 11. <i>Pre-fase A: Análisis del problema de diseño</i>	29
Figura 12. <i>Fase A: Diseño conceptual de nivel de sistemas</i>	31
Figura 13. <i>Diagrama de caja gris</i>	32
Figura 14. <i>Nivel de madurez tecnológico</i>	33
Figura 15. <i>Alternativas conceptuales</i>	34
Figura 16. <i>Matriz de Pugh</i>	35
Figura 17. <i>Matriz QFD</i>	36
Figura 18. <i>Fase B: Diseño a nivel de parámetros</i>	37
Figura 19. <i>Binarización de una imagen mediante Matlab</i>	39
Figura 20. <i>Datos técnicos de las alternativas de servomotores</i>	41

Figura 21. <i>Matriz de Pugh para la selección del servomotor</i>	42
Figura 22. <i>Especificaciones técnicas</i>	43
Figura 23. <i>Matriz de Pugh para la selección del material de las piezas móviles</i>	44
Figura 24. <i>Movimiento de flexión y extensión en el mecanismo</i>	46
Figura 25. <i>Condiciones de carga, momentos y reacciones en el eje</i>	48
Figura 26. <i>Diagramas de carga, fuerza cortante y momentos en el plano XY</i>	50
Figura 27. <i>Diagramas de carga, fuerza cortante y momentos en el plano XZ</i>	51
Figura 28. <i>Diagrama torque</i>	52
Figura 29. <i>Mallado</i>	57
Figura 30. <i>Tensiones</i>	58
Figura 31. <i>Desplazamientos</i>	59
Figura 32. <i>Deformaciones unitarias</i>	60
Figura 33. <i>Factor de seguridad</i>	61
Figura 34. <i>Diseño de parámetros optimizado</i>	62
Figura 35. <i>Diseño final del prototipo</i>	64
Figura 36. <i>Tensiones</i>	65
Figura 37. <i>Desplazamientos</i>	66
Figura 38. <i>Deformaciones unitarias</i>	66
Figura 39. <i>Factor de seguridad</i>	67
Figura 40. <i>Colocación de los electrodos del sensor Myoware</i>	69
Figura 41. <i>Diagrama de conexiones del sistema</i>	70
Figura 42. <i>Diagrama de procesos del sistema de control</i>	71

Figura 43. <i>Flujo de trabajo de la señal mioeléctrica en el sensor Myoware</i>	72
Figura 44. <i>Distribución y colocación de los electrodos en el antebrazo</i>	72
Figura 45. <i>Señales EMG en el dominio del tiempo</i>	74
Figura 46. <i>Diagrama de flujo de la programación</i>	75
Figura 47. <i>Fabricación, ensamblaje y pruebas</i>	76
Figura 48. <i>Ensamble del prototipo funcional</i>	77
Figura 49. <i>Movimiento del mecanismo</i>	78

Lista de apéndices

	Pág.
Apéndice A. Nivel de madurez tecnológica	88
Apéndice B. Procesamiento digital de videos.....	89
Apéndice C. Fichas técnicas	93
Apéndice D. Propiedades materiales SolidWorks en la simulación	96
Apéndice E. Propiedades Acero inoxidable ANSI 304	98
Apéndice F. Cálculos eje EES	99
Apéndice G. Propiedades de simulación	101
Apéndice H. Simulación por Elementos Finitos.....	102
Apéndice I. Análisis de Modo y Efecto de Falla	106
Apéndice J. Código análisis espectral.....	108
Apéndice K. Código de control del servomotor	110
Apéndice L. Propiedades y especificaciones de la impresión 3D	111
Apéndice M. Planos detallados.....	112

Resumen

Título: Diseño y Construcción de un Prototipo Funcional de un Mecanismo de Muñeca para una Prótesis Transradial de Miembro Superior Activa*

Autor: Karen Sofia Brokate Moreno y Laura Fernanda Gómez Rodríguez**

Palabras Clave: Biomecánica, prótesis, muñeca, mecanismo, movimiento, grados de libertad.

Descripción: En Colombia, el número de personas que requieren de un elemento protésico crecen cada día y el desarrollo de cada prótesis con un buen funcionamiento sigue estando fuera del alcance económico. Con el presente proyecto se planteó el desarrollo de una nueva alternativa que de libertad de movimiento y sea asequible para los colombianos, por lo tanto, se diseñó y construyó un prototipo funcional de un mecanismo de muñeca para implementarlo en una prótesis transradial de miembro superior capaz de realizar el movimiento de flexión y extensión de la muñeca controlado por medio de señales mioeléctricas tomadas del muñón del brazo amputado. El desarrollo del diseño planteado se ha realizado mediante la investigación y experimentación, donde se encontró que el torque necesario para realizar el movimiento de flexo-extensión está alrededor de 1 Nm, y a partir de estos parámetros se ha realizado la selección de componentes y el diseño del mecanismo. Como técnica para el control del movimiento, se empleó un sensor encargado de tomar las señales eléctricas de los músculos extensor y flexor del antebrazo encargados del movimiento de la muñeca. Para la fabricación de componentes se usaron tecnologías de impresión 3D y operaciones de mecanizado. El prototipo final obtenido respeta las medidas anatómicas y realiza los movimientos de flexión y extensión con una amplitud 40° y 30° respectivamente, cumpliendo con los requerimientos de funcionalidad para ejecutar con éxito las distintas actividades de la vida diaria que presenten este movimiento.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniería Mecánica.
Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, PhD
Codirector: Luis Antonio Bautista Hernández. Ingeniero Civil, MSc Informática.

Abstract

Title: Design and Construction of a Functional Prototype of a Wrist Mechanism for an Active Upper Limb Transradial Prosthesis*

Author(s): Karen Sofia Brokate Moreno & Laura Fernanda Gómez Rodríguez ¹

Key Words: Biomechanics, prosthesis, wrist, mechanism, movement, degrees of freedom.

Description: In Colombia, the number of people that require a prosthetic element increase every day and the development of each well-functioning prosthetic remains out of economic reach. The aim of the present project is the development of a new alternative that gives freedom of movement and is affordable for Colombians, therefore, a functional prototype of a wrist mechanism is designed and built to implement it in a transradial upper limb prosthesis capable of to carry out the movement of flexion and extension of the wrist controlled by means of myoelectric signals taken from the stump of the amputated arm. The development of the design has been carried out through research and experimentation, where it was found that the necessary torque to carry out the flexion-extension movement is around 1 Nm, and from these parameters the selection of components and the design has been carried out. As a movement control technique, a sensor was used to take electrical signals from the extensor and flexor muscles of the forearm responsible for wrist movement. For the manufacture of components, it was implemented a 3D printing technology and use of machine operations. The final prototype obtained respects the anatomical measurements and performs flexion and extension movements with an amplitude of 40° and 30° respectively, meeting the functionality requirements to successfully perform the different activities of daily life that present this movement.

* Degree Work

¹ Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Ingeniería Mecánica.
Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. Ingeniero Mecánico, PhD
Codirector: Luis Antonio Bautista Hernández. Ingeniero Civil, MsC Informática.

Introducción

El ser humano mediante el sistema osteomuscular puede realizar múltiples movimientos precisos, y las amputaciones ocasionan alteraciones en la anatomía del cuerpo humano que generan restricción de movimiento y aflicción muscular. En junio de 2019 el Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia registró 1.486.213 personas con discapacidad, según el Registro de Localización de Personas con Discapacidad (RLCPD), de las cuales se identificaron 103.984 (51%) con alteraciones permanentes en el movimiento del cuerpo, manos, brazos y piernas. (Minsalud, 2020).

Figura 1

Prótesis de miembro superior



Nota. Hope. Rehabilitation Center. (s.f.). [Prosthetic Options]. Recuperado 15 de mayo de 2022 de <https://hope.org.pk/services/artificial-limb-solutions/upper-extremity-prosthetics/>

En los últimos años se han desarrollado prótesis pasivas y activas, donde las prótesis pasivas son de uso estético del miembro faltante, mientras las activas se componen de nuevas tecnologías encargadas de mejorar la actuación de los movimientos de las prótesis de miembro superior.

Hoy en día, se pueden encontrar prótesis cosméticas alrededor de USD\$3.000-\$5.000, mientras que las prótesis funcionales para amputación radial con una unidad terminal de gancho alcanzan los USD\$10.000 y prótesis más avanzadas como las mioeléctricas con un objetivo funcional y cosmético pueden costar USD\$20.000-30.000, siendo estos valores muy elevados y poco asequibles para la población a la cual está dirigida (McGimpsey & Bradford, n. d.). Debido a esto, el aspecto económico es uno de los que toma mayor importancia ya que en Colombia el 80% (1.188.669) de las personas con discapacidad pertenecen a los estratos socioeconómicos uno y dos, cerca del 65% (955.862) no tienen ningún tipo de ingreso y 20.5% (304.638) reciben menos de \$500.000 pesos mensuales (Minsalud, 2020).

Actualmente en Colombia, las prótesis activas diseñadas por diferentes compañías solo realizan la acción de cerrar la mano y agarrar objetos, debido a las variables que se deben asegurar en el diseño como el dimensionamiento pequeño, la selección de materiales y los bajos costos de manufactura (Maldonado, 2020). Sin embargo, las prótesis de miembro superior transradial deberían contar una articulación de muñeca que permita realizar los movimientos realizados por esta articulación, pero estas son muy pocas y costosas por lo cual la mayoría de los usuarios se ve obligado a compensar los movimientos faltantes haciendo esfuerzos con otras articulaciones, generándose así dolores musculares, de espalda y musculo esqueléticos donde claramente se ve afectado el bienestar físico de la persona (Østlie et al., 2011).

La flexión y extensión son movimientos realizados por la muñeca que permiten ejecutar una serie de patrones motores fundamentales para realizar diferentes actividades, las áreas en las que se observan estos movimientos van desde deportes como el tenis y en la vida laboral como la acción de escribir un teclado de computador, hasta en acciones cotidianas que son fundamentales para la supervivencia del ser humano como para llevar el alimento a la boca.

Teniendo la salud de las personas como base esencial del desarrollo humano para contar con bienestar físico, mental y social, se observa la necesidad de construir una prótesis que genere confort y alta compatibilidad de recuperación de las funciones y movimientos que se podían realizar con el miembro amputado. Por lo tanto, se desarrolla un mecanismo de muñeca que genere los movimientos de flexión-extensión para integrar a una prótesis transradial, este mecanismo debe generar control y una adecuada movilidad en el miembro superior y tener un bajo costo de forma que se adapte a las necesidades de cada paciente, debido a que al perder un miembro se ven condicionadas por una serie de dificultades que obstaculizan labores que realizaban con naturalidad en su día a día y en su entorno laboral.

Con este proyecto se busca seleccionar los materiales, mecanismos y elementos que conforman el sistema de manera que optimice el proceso de construcción de la articulación de muñeca y presente una característica comercial de asequibilidad para el paciente, además de ofrecer una articulación de muñeca avanzada en comparación a las encontradas en el mercado actual de Colombia.

1 Objetivos

1.1 Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo funcional de muñeca de un grado de libertad que realice los movimientos de flexión y extensión para una prótesis transradial de miembro superior activa.

1.2 Objetivos específicos

Diseñar el prototipo de un mecanismo de muñeca de un grado de libertad que permita emular los movimientos de flexión-extensión de amplitud 70°-50° respectivamente.

Desarrollar el sistema de automatización encargado de controlar el movimiento de la muñeca por medio de señales electromiográficas captadas con electrodos en el muñón del miembro amputado.

Construir el prototipo funcional teniendo en cuenta que sea adaptable a una prótesis transradial existente.

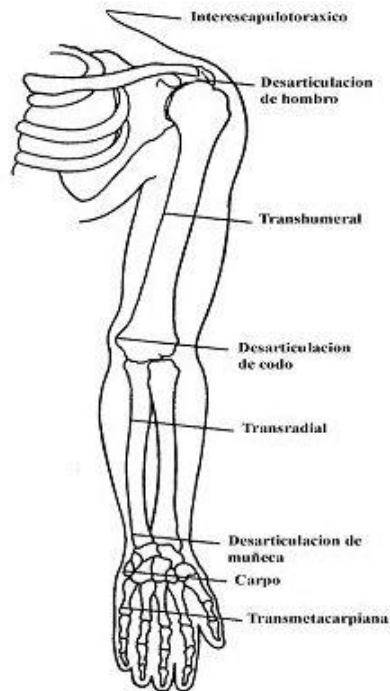
Comprobar los parámetros y confirmar el funcionamiento de los movimientos del prototipo funcional de la muñeca para verificar la respuesta de movilidad.

2 Marco teórico

Las prótesis son dispositivos que permiten reemplazar total o parcialmente una parte de algún miembro amputado con la finalidad de recobrar la movilidad y la funcionalidad del miembro, además de ayudar al usuario a sentirse mejor al mejorar su apariencia. Actualmente las prótesis más comunes son las de piernas y brazos, siendo estas últimas conocidas como prótesis de miembro superior, dependiendo de la altura a la cual se realizará la amputación, como se observa en la Figura 2, existen diferentes tipos de prótesis.

Figura 2

Niveles de amputación en el miembro superior



Nota. Tomado de Mediprax (s.f.) [Prótesis para amputaciones traumáticas]. Recuperado el 15 de mayo de 2022 de <https://mediprax.mx/protesis-para-amputaciones-traumaticas/>

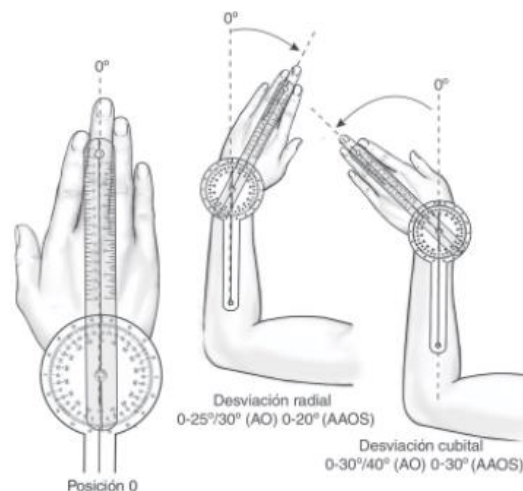
2.1 Movimientos del brazo

Para el desarrollo de un mecanismo de muñeca para una prótesis transradial es importante definir los movimientos realizados por la muñeca y el antebrazo, estos movimientos son activados por diferentes músculos del antebrazo mediante señales enviadas por el sistema nervioso central.

La articulación de la muñeca es responsable de dos tipos de movimientos, la desviación radial y cubital y el movimiento flexión-extensión. La desviación radial y cubital, mostradas en la Figura 3, son el movimiento que se realiza la mano al separarse o acercarse a la línea media del cuerpo, siendo esta la línea axial de la mano que pasa por el dedo medio, según la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) el rango de movimiento para la desviación radial o abducción es de 0-20°, mientras para la desviación cubital o aducción es de 0-30°.

Figura 3

Desviación radial y cubital de la muñeca

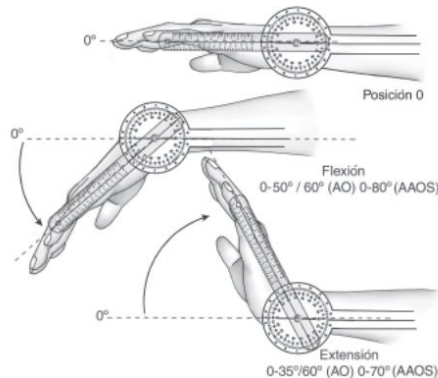


Nota. Rango de movimiento para la desviación radial y cubital de la muñeca medido a partir de una posición 0 (neutra). Tomado de *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales* (p. 75), por C.H. Taboadela, 2007, Asociart ART.

El movimiento de flexión-extensión, mostrado en la Figura 4, tiene un rango de movimiento de 0-80° para la flexión y de 0-70° para la extensión, según la AAOS.

Figura 4

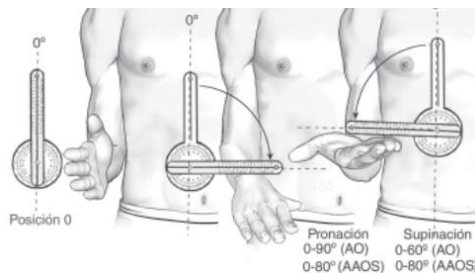
Flexión-extensión de la muñeca



Nota. Rango de movimiento para los movimientos de flexión-extensión de la muñeca a partir de una posición 0 (neutra). Tomado de *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales* (p. 74), por C.H. Taboadela, 2007, Asociart ART.

Figura 5

Movimiento de pronación y supinación



Nota. Rango de movimiento para la pronación y supinación del antebrazo medido a partir de una posición 0 (neutra). Tomado de *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales* (p. 73), por C.H. Taboadela, 2007, Asociart ART.

El antebrazo es responsable de los movimientos de pronación y supinación, la pronación es la rotación del antebrazo que hace que la palma de la mano este hacia abajo, mientras la supinación es la rotación del antebrazo que hace que la palma de la mano este hacia arriba. Según la AAOS rango de movimiento para la pronación y supinación es igual para ambos y es de 0-80°.

2.2 Tipos de prótesis según función

2.2.1 *Prótesis Pasivas*

Este tipo prótesis son dirigidas principalmente para favorecer la apariencia física y el equilibrio postural del paciente. Son muy similares a la extremidad perdida, son las más ligeras y económicas.

2.2.2 *Prótesis Activas*

Las prótesis activas están enfocadas en ofrecer funcionalidad de la extremidad perdida, por medio del uso de energía externa para producir movimiento y donde su control se hace a partir de señales bioeléctricas. Estas prótesis se desarrollan en diferentes categorías donde cada uno de los mecanismos se adapta a un grupo de requerimientos que cumple con las necesidades del paciente.

- **Energía corpórea.** Este tipo de mecanismo que se respaldan en la fuerza y el movimiento del cuerpo, donde se controla su movimiento por medio de un arnés permitiendo la opción de cierre y apertura a voluntad, pero donde el mecanismo no muestra gran precisión. (Loaiza y Arzola, 2011)
- **Energía extracorpórea.** Las prótesis de energía extracorpórea son accionadas por una fuerza externa como motores, donde estos potenciales brindan un control mioeléctrico que permiten detectar la contracción del músculo en el muñón. Este tipo de prótesis facilita los

movimientos más complejos, permiten mejores rangos de movimiento y mayores fuerzas de presión, pero son relativamente más costosas. (Bustamante, 2015)

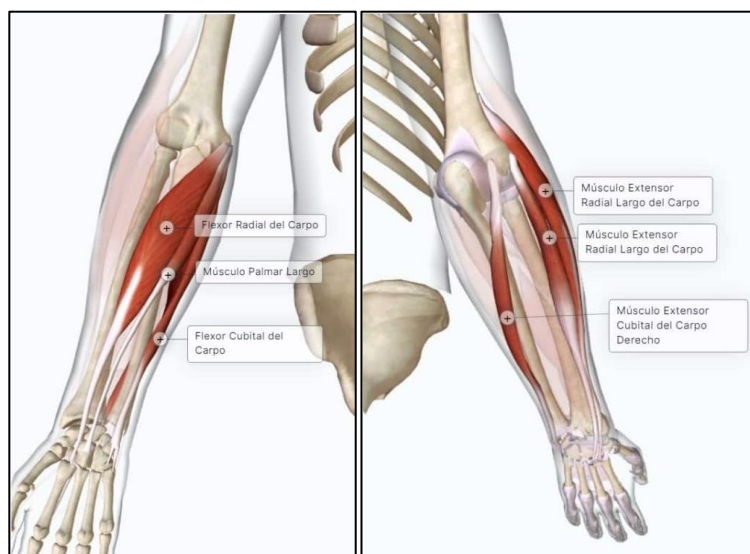
- **Híbridas.** Este tipo de sistema se basa en el principio del movimiento del cuerpo unido con el accionamiento de la electricidad proporcionando la rehabilitación de la extremidad perdida. (Loaiza y Arzola, 2011)

2.3 Electromiografía

La electromiografía (EMG) es la captación de las señales eléctricas generadas al contraerse los músculos a través de electrodos, mediante estas señales es posible realizar el control de una prótesis mioeléctrica accionada por servomotores (Romo et al., 2007). Existen dos técnicas de captación de señales, la EMG invasiva y la EMG de superficie. La EMG invasiva monitorea las señales con electrodos intramusculares de agujas, mientras la EMG superficial usa electrodos superficiales ubicados directo a la piel del músculo que a evaluar (Guzmán y Muñoz, 2019).

Figura 6

Músculos flexores y extensores de la articulación de la muñeca



Nota. Músculos flexores y extensores de la articulación de la muñeca situados en las celdas anterior y posterior del antebrazo, respectivamente. Tomado de Paradigmia (s.f.). [Musculatura de la articulación de la muñeca (II)]. Recuperado el 14 de febrero de 2023 de <https://paradigmia.com/curso/locomotor/modulos/miologia-de-la-extremidad-superior/temas/musculatura-de-la-articulacion-de-la-muneca-ii-musculos-flexores/>

El método de captación más apropiado para el estudio del comportamiento y los patrones de la actividad eléctrica de un grupo muscular con el fin de controlar una prótesis es la EMG superficial, debido a la facilidad de aplicación comparada con la EMG invasiva. En esta técnica los electrodos se colocan en la zona muscular de interés donde haya una mayor intensidad de la señal eléctrica teniendo en cuenta las características físicas del usuario, como el tamaño y la forma del muñón, para obtener señales de alta calidad y garantizar un control preciso sobre la prótesis.

2.4 Estado del arte

Las prótesis han ido evolucionando a través del tiempo a medida que aparecen nuevas tecnologías y estudios sobre la biomecánica del cuerpo humano, ayudando a las personas con algún tipo de amputación a recuperar la movilidad cada vez con tecnología más avanzada.

2.4.1 Rotador de muñeca eléctrico de Ottobock

El rotador de muñeca eléctrico de Ottobock es un dispositivo disponible comercialmente, que se integra con las prótesis de la marca Ottobock. Permite el control y desarrollo de los movimientos de pronación y supinación de la mano con una rotación de 360°, por medio de un sistema eléctrico.

Figura 7

Rotador de muñeca eléctrico Otto bock 10S17

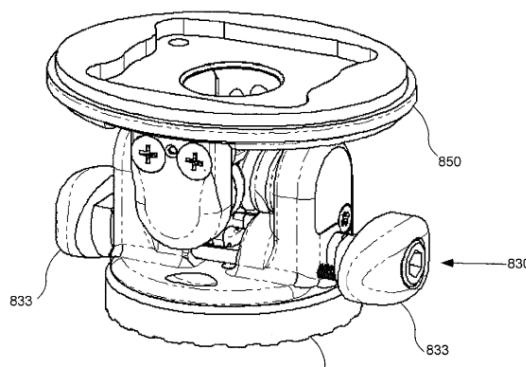


Nota. Ottobock (s.f.) [10S17 Electric-wrist-rotator]. Recuperado el 24 de mayo, 2022, de <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Wrist-Units-and-Rotation/Electric-Wrist-Rotator/p/10S17>

2.4.2 Dispositivo de muñeca para uso con una prótesis - US7914587B2

Figura 8

Dispositivo de muñeca para uso con una prótesis de extremidad - US7914587B2



Nota. Tomada de *Wrist device for use with a prosthetic limb* (p. 9), por Archer et al., 2011. U.S. Patent and Trademark Office.

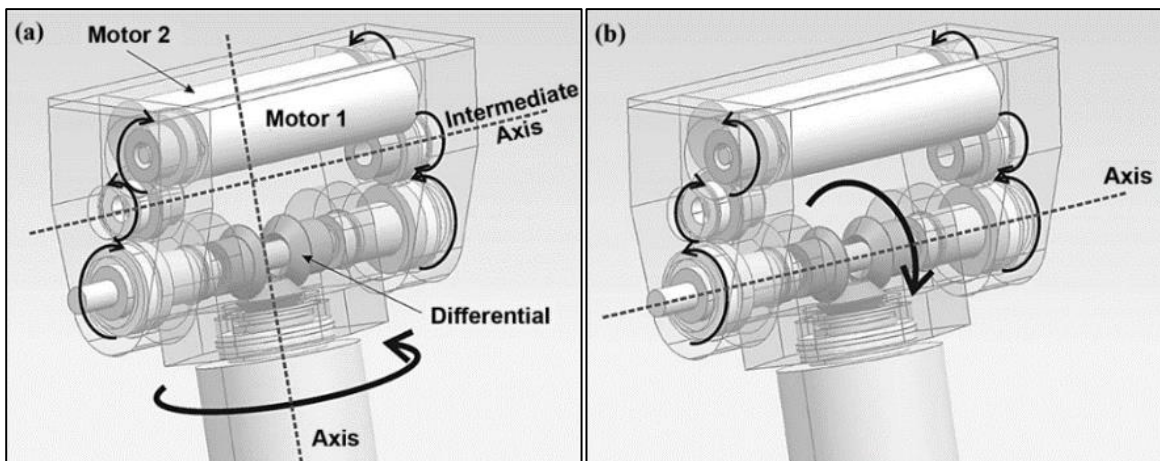
El dispositivo de muñeca para uso con una prótesis de extremidad, registrado bajo la patente US7914587B2 en 2011, es un dispositivo multieje que se acopla a una prótesis de mano y permite realizar los movimientos de flexión-extensión. Este dispositivo es ligero y compacto y cuenta con un mecanismo de bloqueo que permite bloquear el dispositivo de muñeca en la posición deseada. (Archer et al.,2011)

2.4.3 *Prótesis de muñeca motorizada de dos grados de libertad*

La prótesis de muñeca motorizada de dos grados de libertad proporciona dos movimientos de muñeca, pronación-supinación y flexión-extensión por medio de dos motores y un impulso que se transmite por medio un mecanismo diferencial. Este dispositivo es compacto y funciona con una prótesis activa que reciba señales mioeléctricas del antebrazo. (Kyberd et al., 2011)

Figura 9

Prótesis de muñeca motorizada de dos grados de libertad



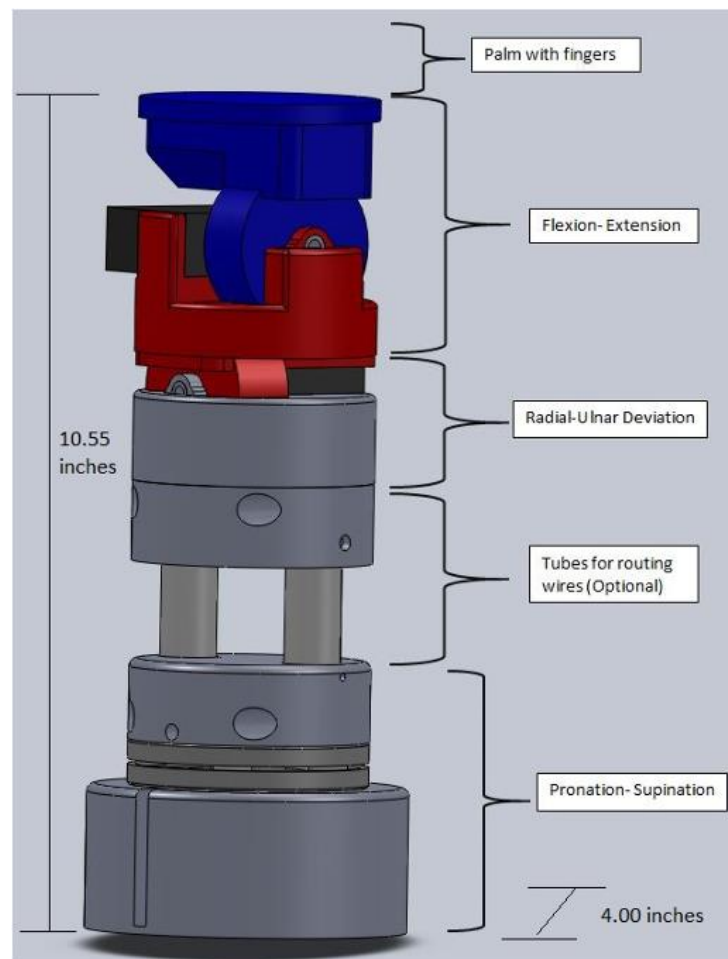
Nota: La figura muestra el accionamiento del mecanismo de muñeca. a) Pronación-supinación. b) Flexión-extensión. Tomada de Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist (p. 612), por Kyberd et al., 2011, Journal of Rehabilitation Research & Development, 48(6), 609–618.

2.4.4 Diseño de un modelo prótesis de miembro superior: mecanismo de muñeca

Este mecanismo de muñeca, diseño de una tesis académica, proporciona 3 grados de libertad a través de mecanismos individuales para cada movimiento de flexión-extensión, desviación radial-cubital y el de pronación-supinación. (Dange S.V., 2017)

Figura 10

Diseño CAD de la prótesis con los mecanismos individuales



Nota. Tomado de Design of a working model of an upper limb prosthesis: Wrist Mechanism (p. 26), por S.V. Dange, 2017, Rutgers School of Graduate Studies.

3 Diseño mecánico

Para la ejecución del diseño y la construcción del mecanismo de muñeca, se implementará la metodología de diseño “NASA ESMD Capstone Design” desarrollada por el profesor de Ingeniería Mecánica en la Universidad Tecnológica de Michigan, John K. Gershenson. Esta metodología está planteada para cumplir con los requisitos necesarios para satisfacer al usuario y se encuentra estructurada en un proceso de cinco fases.

Tabla 1

Fases del proceso NASA y Capstone Design

	NASA	Capstone Design
Pre-Fase A	Estudio de conceptos	Análisis de problemas de diseño
Fase A	Concepto y desarrollo tecnológico	Diseño conceptual a nivel de sistema
Fase B	Diseño preliminar y finalización de tecnología	Diseño a nivel de parámetros
Fase C	Diseño final y fabricación	Diseño de parámetros optimizados
Fase D	Ensamblaje, integración y prueba de lanzamiento	Fabricación, ensamblaje y pruebas

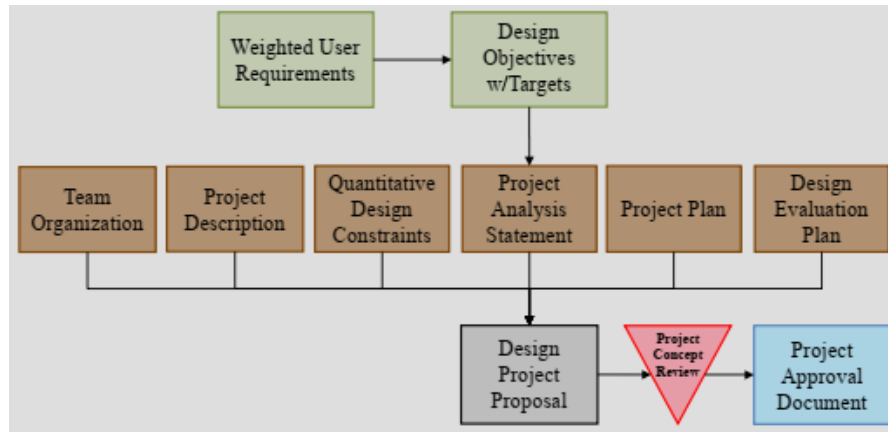
Nota. Tomada de *NASA ESMD Capstone Design* (cap.00, p.11) por Gershenson, J., s.f. NASA.

3.1 Análisis de problemas de diseño

La finalidad de esta primera fase es diseñar la propuesta de proyecto y establecer los objetivos del diseño teniendo en cuenta la organización del equipo de trabajo, las restricciones cuantitativas de diseño y el análisis del proyecto con el fin de obtener su validación. Para esto, se presentan los requisitos del usuario ponderados y los requerimientos de diseño.

Figura 11

Pre-fase A: Análisis del problema de diseño



Nota. Tomada de NASA ESMD Capstone Design (cap.01, p.11) por Gershenson, J., s.f. NASA.

3.1.1 Requerimientos del usuario

El objetivo de este proyecto es diseñar y construir una articulación de muñeca para una prótesis transradial, y busca recuperar las funciones y movimiento que se podría realizar con el miembro amputado a un precio conveniente. A continuación, se presentan los parámetros cualitativos y cuantitativos que un consumidor tiene en cuenta en la selección de una prótesis ordenados de acuerdo con la prioridad del paciente:

Tabla 2

Requerimientos del usuario

Requerimiento	Prioridad	Peso relativo
Económica	9	20%
Versatilidad de movimiento	8	18%
Fácil manejo	7	16%
Tamaño acorde al cuerpo humano	6	13%
Alta durabilidad	5	11%

Confort	4	9%
Liviana	3	7%
Reparable	2	4%
Estética	1	2%
TOTAL		100%

Nota. Realizado por las autoras.

3.1.2 *Requerimientos de diseño*

Para el diseño y construcción de un mecanismo de muñeca es necesario cumplir con una serie de parámetros que permitan definir los criterios de mayor importancia en el diseño y exponga la selección de la mejor alternativa para el desarrollo del prototipo. Los parámetros cuantitativos que se buscan cumplir en el diseño del mecanismo de muñeca son los siguientes:

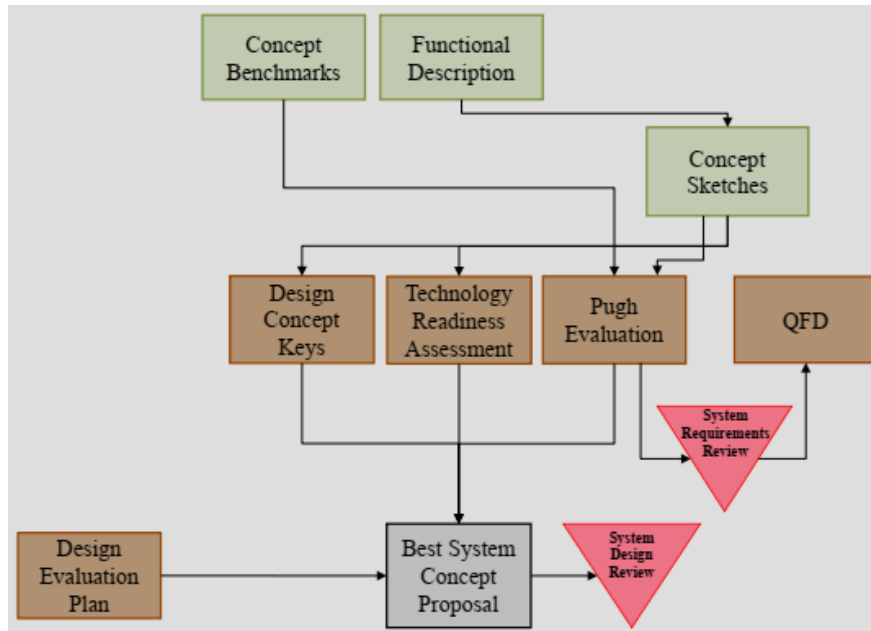
- Costo
- Manufactura
- Apariencia
- Dimensiones y acabados
- Materiales resistentes y de alta calidad
- Funcionalidad
- Confiabilidad
- Mantenibilidad
- Seguridad
- Vida útil

3.2 Diseño conceptual a nivel de sistema

Esta segunda fase consta del diseño conceptual del mecanismo de muñeca por sistemas y tiene como objetivo establecer la mejor alternativa conceptual para solucionar el problema por medio de una evaluación de Pugh, proponiendo alternativas del mecanismo junto con bocetos conceptuales, de acuerdo con el ponderado de los requisitos establecidos en la fase anterior.

Figura 12

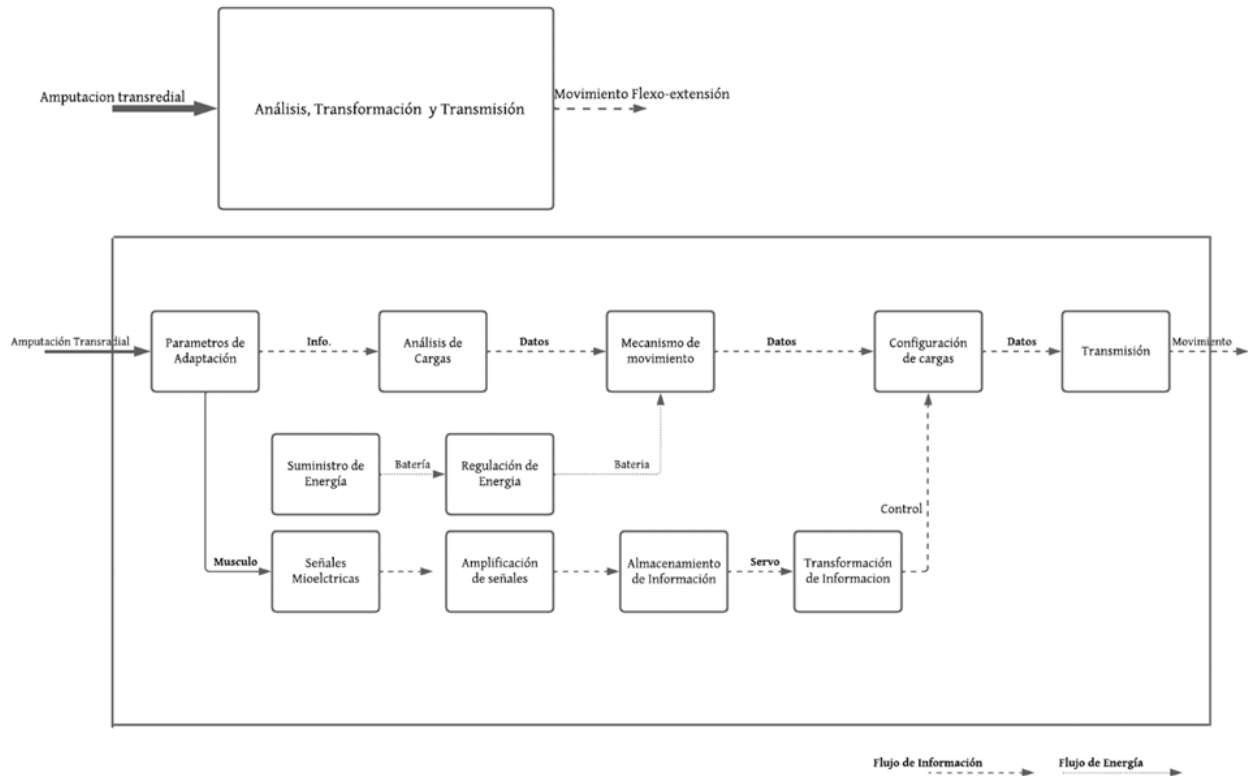
Fase A: Diseño conceptual de nivel de sistemas



Nota. Tomada de *NASA ESMD Capstone Design* (cap.01, p.14) por Gershenson, J., s.f. NASA.

3.2.1 Descripción funcional

Se representa el flujo de información para el prototipo del mecanismo de muñeca mediante un modelo de caja gris, el cual permite efectuar de forma organizada la interconexión del flujo de información y así lograr la mejor estructuración para conseguir el objetivo esperado.

Figura 13*Diagrama de caja gris*

Nota. Modelo caja gris de prótesis de muñeca para el movimiento flexo-extensión. Realizado por las autoras.

3.2.2 Nivel de madurez tecnológica

El nivel de preparación tecnológica (TLR) es una escala de medición que se utiliza para evaluar el nivel de madurez de una tecnología. De acuerdo con esta escala, se evalúa cada proyecto frente a los parámetros de nueve niveles de preparación tecnológica, siendo TRL 1 el más bajo y TRL 9 el más alto, y luego se asigna una calificación TRL basada en el objetivo o progreso del proyecto (Dunbar, B., 2012).

Se realiza una escala para medir el nivel de madurez del proyecto a partir de la escala propuesta por la NASA, esta se adapta de acuerdo con los objetivos y requerimientos establecidos en el proyecto.

Figura 14

Nivel de madurez tecnológico

6	Modelo de sistema/subsistema o demostración de prototipo en un entorno relevante	Se construye y opera un prototipo del mecanismo de muñeca de alta fidelidad que aborda adecuadamente todos los problemas críticos en un entorno relevante para demostrar las operaciones en condiciones similares al uso real.	Integración del prototipo de control parcialmente con el sistema mecánico existente para demostrar el funcionamiento en problemas realistas. Factibilidad del diseño demostrada.
---	--	--	--

Nota. Realizado por las autoras.

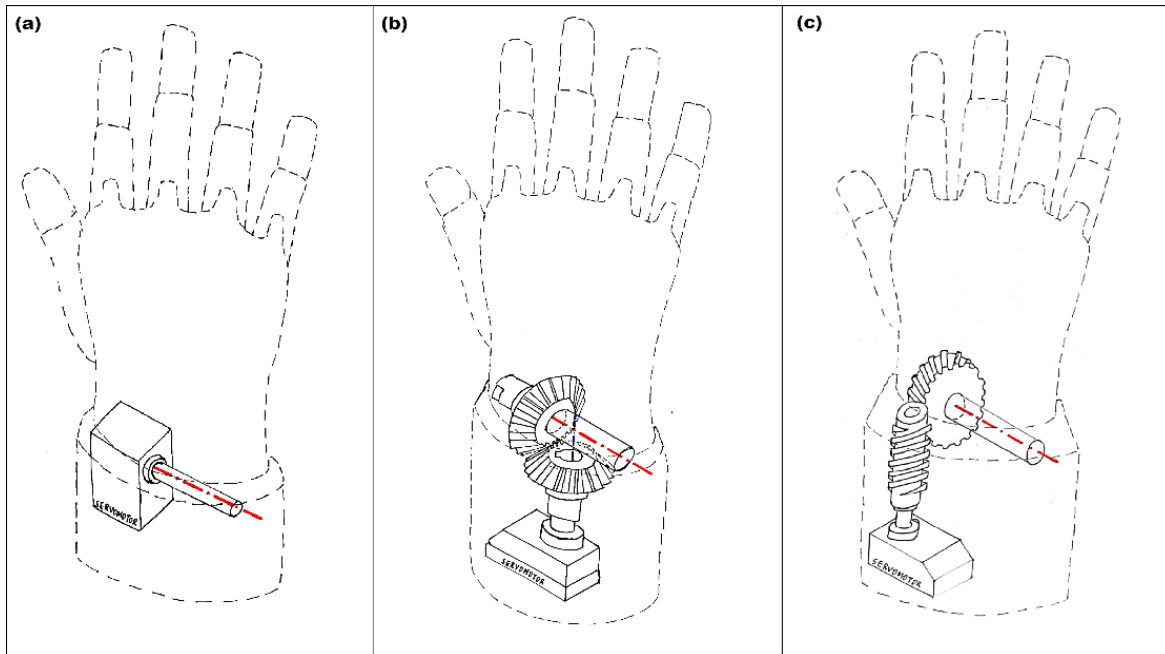
De acuerdo con la escala realizada, Apéndice A, el nivel de madurez tecnológico al que se va a desarrollar el proyecto es el nivel TLR 6, es decir, se tiene plantea desarrollar el modelo del sistema y demostrar su funcionamiento en un entorno relevante mediante un prototipo funcional.

3.2.3 Tipos de subsistemas

- Generación de movimiento
- Transmisión del movimiento de flexión-extensión
- Fijación a la prótesis, este subsistema de fijación o adaptación a la prótesis se encuentra condicionado debido a que se plantea que este mecanismo debe ser adaptable a una prótesis transradial existente, por lo cual no se presentan alternativas.

3.2.4 Planteamiento de alternativas

Se plantean tres alternativas de solución para el diseño conceptual del prototipo del mecanismo para el subsistema de transmisión del movimiento flexión, teniendo como única alternativa para el subsistema de generación de movimiento un servomotor.

Figura 15*Alternativas conceptuales*

Nota. Bocetos conceptuales de las alternativas planteadas para el prototipo del mecanismo de muñeca. (a) Alternativa 1. (b) Alternativa 2. (c) Alternativa 3. Realizado por las autoras.

- **Alternativa 1:** Consiste en un servomotor con su eje ubicado en el eje de la flexión-extensión, donde el mismo eje del servomotor transmitirá directamente el movimiento.
- **Alternativa 2:** Consiste en un par de engranajes cónicos para transmisión del movimiento de flexión-extensión desde el eje del servomotor al eje correspondiente.
- **Alternativa 3:** Consiste en un mecanismo tornillo sin fin-corona encargado de la transmisión del movimiento de flexión-extensión desde el eje del servomotor al eje correspondiente.

3.2.5 Evaluación de alternativas

- **Método Pugh:** Se realiza la comparación de las alternativas planteadas de acuerdo con los requerimientos del usuario y teniendo como diseño de referencia las prótesis que se encuentran actualmente en el mercado de Colombia, que solo realizan la acción de cerrar la mano y agarrar objetos.

Figura 16

Matriz de Pugh

#	REQUERIMIENTOS DE USUARIO	ALTERNATIVAS		
		Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
1	Económica	+	-	-
2	Versatilidad de movimiento	+	+	+
3	Fácil manejo	+	+	+
4	Tamaño acorde al cuerpo humano	+	+	-
5	Alta durabilidad	+	0	0
6	Confort	+	+	+
7	Liviana	-	-	-
8	Reparable	0	0	0
9	Estética	+	+	+
	Puntos positivos	7	5	4
	Puntos negativos	-1	-2	-3
	PUNTAJE TOTAL	6	3	1

Nota. La evaluación cada alternativa se realiza asumiendo una prótesis que solo realiza la acción de abrir/cerrar la mano y comparándolas, los símbolos significan mejor (+), igual (0) y peor (-).
Realizado por las autoras.

Según el método de Pugh, la mejor alternativa de diseño para el mecanismo de muñeca es la alternativa 1, como se evidencia en la Figura 16, al ser la alternativa con una mayor puntuación positiva definida por su versatilidad de movimiento, fácil manejo, tamaño acorde al cuerpo humano, alta durabilidad, confort, reparación y estética.

- **QFD:** Se realiza el despliegue de la función calidad para realizar la revisión de los requerimientos del usuario y de diseño del sistema, para definir los parámetros con mayor importancia durante el diseño y construcción de la articulación de muñeca.

Figura 17

Matriz QFD

Fila	Peso relativo	Peso/Importancia	Requerimiento de diseño		Funcionalidad	Confiabilidad	Mantenibilidad	Vida útil	Costo	Manufactura	Dimensiones y acabados	Materiales resistentes y de alta calidad	Apariencia	Seguridad
			Requerimiento de usuario											
1	20%	9	Económica		○	○	○	○	○	○	▲	○	▲	○
2	18%	8	Versatilidad de movimiento		○	○	▲	▲	○	▲	▲	○	○	▲
3	16%	7	Fácil manejo		○	○	▲	▲	○	▲	○	▲	○	○
4	13%	6	Tamaño acorde al cuerpo humano		○	▲	▲	▲	○	○	○	○	○	○
5	11%	5	Alta durabilidad		○	○	○	○	○	▲	▲	○	▲	▲
6	9%	4	Confort		▲	○	▲	▲	○	▲	○	○	○	▲
7	7%	3	Liviana		▲	▲	○	▲	○	○	○	○	○	○
8	4%	2	Reparable		▲	○	○	○	○	○	○	○	▲	○
9	2%	1	Estética		○	▲	▲	▲	○	○	○	○	○	▲
Total	100%	45												
			Peso/Importancia		261,0	187,0	125,0	173,0	261,0	189,0	175,0	223,0	163,0	141,0
			Peso relativo		14%	10%	7%	9%	14%	10%	9%	12%	9%	7%

Nota. Los símbolos representan la relación entre los requerimientos, siendo ○ una relación fuerte que equivale a 9, ○ una relación moderada igual a 3 y ▲ una relación débil igual a 1. Realizado por las autoras.

Según el despliegue de la función calidad, Figura 17, los parámetros de diseño que tienen una mayor importancia en el desarrollo del mecanismo de muñeca teniendo en cuenta los requerimientos establecidos por los usuarios y los requerimientos del diseñador son: la funcionalidad del mecanismo, es decir, la realización del movimiento sin ninguna restricción, el costo y la manufactura.

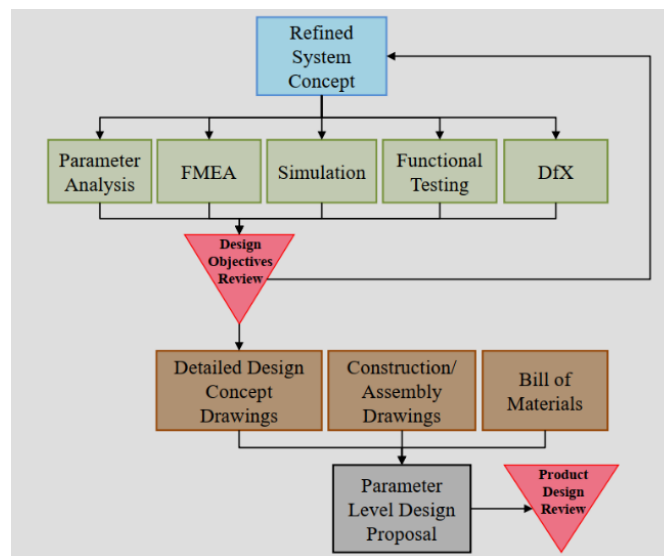
3.2.6 Especificación de alternativa ganadora

La alternativa seleccionada cumple los parámetros diseño, adaptándose de mejor forma a las dimensiones propuestas y cumpliendo con los requisitos propuestos en los objetivos. Utilizar el servomotor como el sistema de transmisión para el movimiento de flexión-extensión y como el sistema de potencia, permite una mejor adaptación de forma a las dimensiones requeridas, además de cumplir con los parámetros funcionalidad y control, al contar con un control preciso en su operación utilizando un bajo consumo de energía y ofreciendo un diseño sencillo que facilita el proceso de manufactura, garantizando una alta calidad, larga vida útil, bajos costos y fácil mantenibilidad.

3.3 Diseño a nivel de parámetros

Figura 18

Fase B: Diseño a nivel de parámetros



Nota. Tomada de NASA ESMD Capstone Design (cap.01, p.17) por Gershenson, J., s.f. NASA.

El proceso de diseño a nivel de parámetros tiene como finalidad obtener una propuesta de diseño a detalle basado en el análisis de modos y efectos de falla (AMEF), simulaciones y pruebas funcionales de los parámetros de fuerzas, materiales, manufactura, seguridad y confiabilidad para cada componente o sistema del prototipo, implementando la metodología de Diseño para la Excelencia que asegura que el diseño y construcción del mecanismo de muñeca tenga un diseño perfeccionado.

3.3.1 Análisis de parámetros: selección del servomotor

En el proceso de selección del servomotor es importante tener en cuenta parámetros como la velocidad, torque y potencia, para esto es necesario conocer cuáles son las situaciones a las cuales va a estar sometido el mecanismo de muñeca. El movimiento de flexo-extensión interviene en múltiples actividades de la vida diaria primordiales para la supervivencia como son la alimentación, la higiene personal y vestirse, entre otras actividades que son fundamentales para el desarrollo completo del ser humano como el manejo de diferentes elementos y dispositivos, atrapar, lanzar, levantar y agarrar objetos.

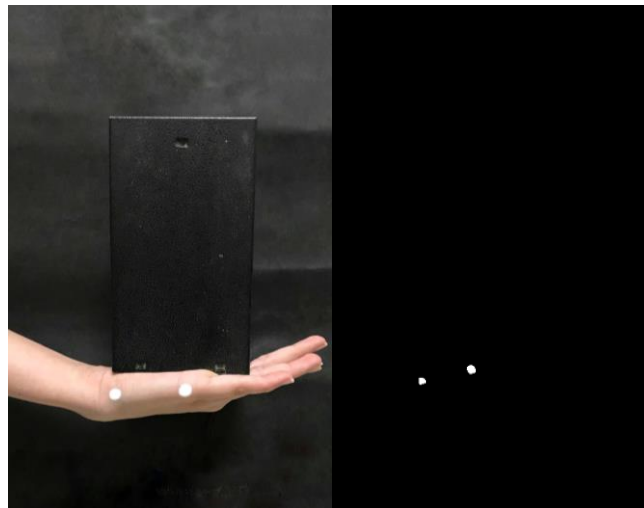
Según diferentes investigaciones existen métodos teóricos y experimentales para la recolección y comprobación de los parámetros implícitos en el movimiento de flexo-extensión. Uno de los métodos de recolección de información utiliza celdas de cargas y se comprueba por un método matemático encargado de estudiar los grados de libertad del movimiento a partir del teorema matemático del Método Kane, por medio de esta información se recolectan valores correspondientes a los torques involucrados en el movimiento de la muñeca realizar actividades cotidianas de alimentación como comer vegetales y sopas, donde los torques en el movimiento de flexo-extensión son de alrededor de los 0.40 Nm (Hussain & Zainul Azlan, 2019). Otro de los

métodos de investigación usa un dinamómetro mediante un estudio de dinámica inversa propuesto por la Sociedad Internacional de Biomecánico (IBS), esta serie de experimentos tomaban en cuenta actividades como abrir un frasco, una puerta y realizar un empujón, donde los valores de los torques involucrados para la flexo-extensión de la muñeca variaban entre 1.51 Nm y 2.50 Nm (Roscher et al., 2016).

Después de observar estas investigaciones se lleva a cabo un análisis cinemático inverso experimental realizando un procesamiento digital de videos por medio de Matlab, Apéndice B, se binariza cada una de las imágenes del video teniendo como regiones de interés (ROI) dos puntos ubicados a la altura de la muñeca y de los nudillos de la mano, al tener las imágenes binarizadas se hallan los centroides de las ROI; obteniendo sus posiciones y calculando finalmente las velocidades, torques y potencias del movimiento estudiado durante todo el video.

Figura 19

Binarización de una imagen mediante Matlab



Nota. La figura muestra un fotograma del video realizado y su posterior binarización. Realizado por las autoras.

Se graban videos de las actividades de la vida diaria (AVDs) más comunes, donde se presenta el movimiento de flexo-extensión para conocer las velocidades angulares que tienen.

Tabla 3

Velocidades angulares

Actividad	Velocidad angular [rad/s]
Agarrar y levantar una taza	86.2488
Destapar un frasco	150.8122
Abrir PC portátil	54.3087
Lanzar objeto	45.4914
Utilizar cuchillo	65.6917

Nota. Realizado por las autoras.

De igual forma, se realizan videos en los que levantan diferentes cargas de 1 kg, 2 kg y 3 kg para conocer las cargas involucrados al realizar la actividad y tener valores de torques más idóneos en la selección del servomotor.

Tabla 4

Variables cinemáticas en actividad de levantamiento de cargas

Masa [kg]	Velocidad angular [rad/s]	Torque [N-m]	Potencia [W]
1	43.8058	0.6774	20.4783
2	41.2557	1.4249	42.7786
3	36.3985	1.9410	60.0719

Nota. Realizado por las autoras.

A partir de la información recolectada y las dimensiones del encaje, dadas por las dimensiones antropométricas del usuario, se determina el servomotor más conveniente para el

diseño por medio de una matriz Pugh. Se plantean tres alternativas de servomotor, presentadas junto a sus datos técnicos en la Figura 20.

Figura 20

Datos técnicos de las alternativas de servomotores

DATOS TÉCNICOS				
#	ESPECIFICACIONES	SERVOMOTORES		
		Alternativa 1: DS3225MG	Alternativa 2: HS-755HB	Alternativa 3: MG996R
1	Dimensiones [mm]	40 x 20 x 40,5	59 x 29 x 50	40,7 x 19,7 x 42,9
2	Peso [g]	60	110	55
3	Torque [kg-cm]	21 - 24,5	11 - 13,2	9,4 - 11
4	Rotación máxima [°]	180 - 270	202	180
5	Voltaje operación [V]	5 - 6,8	4,8 - 6	4,8 - 7,2
6	Velocidad [s/60°]	0,15 - 0,13	0,28 - 0,23	0,17 - 0,14
7	Costo [COP]	\$ 157.000	\$ 205.000	\$ 37.400
8	Calidad material	Cobre y aluminio	Karbonite	Metal

Nota. Realizado por las autoras.

Algunos de los criterios de evaluación que se tienen en cuenta son el torque y la velocidad, con el fin de evaluar el par de torsión y la velocidad máxima que alcanza para mover la carga de la prótesis; el tamaño y peso del servomotor, debido a que debe ser lo suficientemente pequeño para caber en la prótesis y no añadir demasiado peso a la misma; y el costo del servomotor, ya que se desea que la prótesis sea asequible para el paciente.

Según la Matriz de Pugh, Figura 21, se determina que el servomotor adecuado para el diseño es el servo MG 996R, un servo estándar de alta velocidad, gran torque, engranajes metálicos y gran robustez, Apéndice C.

Figura 21*Matriz de Pugh para la selección del servomotor*

#	ESPECIFICACIONES	SERVOMOTORES		
		Alternativa 1: DS3225MG	Alternativa 2: HS-755HB	Alternativa 3: MG996R
1	Dimensiones	+	-	+
2	Peso	-	-	+
3	Torque	+	-	-
4	Rotación máxima	+	+	+
5	Voltaje operación	+	+	+
6	Velocidad	-	+	+
7	Costo	-	-	+
8	Calidad material	+	+	+
	Puntos positivos	5	4	7
	Puntos negativos	-3	-4	-1
	PUNTAJE TOTAL	2	0	6

Nota. Realizado por las autoras.

3.3.2 Selección de materiales y proceso de manufactura para la fabricación

La estructuración de los materiales y la producción que involucra la construcción de las diferentes piezas del diseño, se hacen a partir de los requerimientos que se quieren lograr con el proyecto y probar tecnologías relativamente nuevas que garanticen la calidad, la precisión y la creación de soluciones a menores costos.

La impresión 3D se basa en el principio de fabricación en capas, donde el material se superpone hasta formar el modelo deseado. Una tecnología que puede fabricar estructuras complejas a partir de un diseño CAD, donde usa diferentes filamentos de polímeros para generar la impresión de las piezas (Valenzuela K.S. et al., 2020).

Al observar el diseño y la finalidad de algunas piezas, se selecciona el polímero ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) como material de impresión, contando con las propiedades mecánicas para soportar los esfuerzos y tensiones a los que estarán sometidos el mecanismo, este filamento además de ser termoestable proporciona resistividad, flexibilidad, seguridad y

durabilidad en cada una de las piezas, las propiedades que presenta este material se adquieren de la base de datos de SolidWorks presentados en la Apéndice D.

El proceso de impresión se adapta a un formato .stl, el cual almacena y traduce el diseño complejo al software de la impresora 3D, un formato que se aproxima a un modelo de sólidos de triángulos, permitiendo así al software Ultimaker Cura laminar el modelo y establecer las condiciones de impresión como la altura de la capa, densidad de relleno, temperatura de impresión y la posición de la pieza a la hora de imprimirla de forma que se facilite el proceso de impresión (Duque, 2020).

Otras piezas que deben generar movimientos y transmitir potencia, están sujeto a mayores esfuerzos y es necesaria la utilización de materiales más resistentes como aceros y aluminios. Al existir tan alta proporción de aleaciones que generan diferentes aceros y aluminios es necesario considerar ciertos criterios para la adecuada selección del material. Se determina el material más conveniente para la producción de las piezas móviles, como la manivela, biela e insertos del eje por medio de una matriz Pugh.

Figura 22

Especificaciones técnicas

DATOS TÉCNICOS				
#	ESPECIFICACIONES	SERVOMOTORES		
		Alternativa 1: AISI 1020	Alternativa 2: AISI 6061	Alternativa 3: AISI 304
1	Densidad [kg/m ³]	7900	2700	8000
2	Modulo Elástico [N/mm ²]	200000	69000	190000
3	Límite de resistencia [N/mm ²]	440	290	620
4	Modulo Cortante [N/mm ²]	77000	26000	75000
5	Maquinabilidad	Bueno	Media	Bueno
6	Resistencia a la corrosión	Malo	Bueno	Bueno
7	Costo [COP]	\$9,000.00	\$20,000.00	\$12,000.00

Nota. Realizado por las autoras.

Se plantean tres alternativas de diferentes materiales y sus especificaciones técnicas, y se realiza la selección teniendo en cuenta en cuenta los criterios de mecanizado, resistividad, flexibilidad, maquinabilidad, exposición a la corrosión y la accesibilidad del material en Colombia, ya que estos criterios conservaran los estándares de calidad que busca el diseño.

Figura 23

Matriz de Pugh para la selección del material de las piezas móviles

#	ESPECIFICACIONES	MATERIALES		
		Alternativa 1: AISI 1020	Alternativa 2: AISI 6061	Alternativa 3: AISI 304
1	Densidad	-	+	-
2	Modulo Elastico [N/mm2]	+	-	+
3	Limite de resistencia	-	-	+
4	Modulo Cortante	+	-	+
5	Maquinabilidad	+	-	+
6	Resistencia a la corrosión	-	+	+
7	Costo	+	+	-
	Puntos positivos	4	3	5
	Puntos negativos	-3	-4	-2
	PUNTAJE TOTAL	1	-1	3

Nota. Realizado por las autoras.

Se determina el material para la construcción de las piezas el acero AISI 304, un material que brinda las propiedades mecánicas necesarias por el diseño, Apéndice E.

3.3.3 *Diseño del prototipo del mecanismo de muñeca*

Se garantiza que el mecanismo de muñeca tenga un grado de apertura para el movimiento de flexo-extensión adecuado y que corresponde con la amplitud natural de la muñeca la cual se encuentra en un rango de movimiento de 0-80° para la flexión y de 0-70° para la extensión. Además, se tienen en cuenta las limitaciones de diseño como el espacio disponible para el mecanismo.

Para estimar las dimensiones que debe tener el mecanismo de muñeca se usan como referencia las medidas internas del encaje de una prótesis transradial existente, mostradas en la Tabla 5, el cual fue diseñado de acuerdo con las medidas antropométricas del usuario.

Tabla 5

Medidas del encaje

Sección elíptica		Sección circular	Longitud	
Eje mayor	Eje menor	Diámetro	Total	Mecanismo
60	50	96	197	43

Nota. Todas las dimensiones se encuentran en milímetros. Realizado por las autoras.

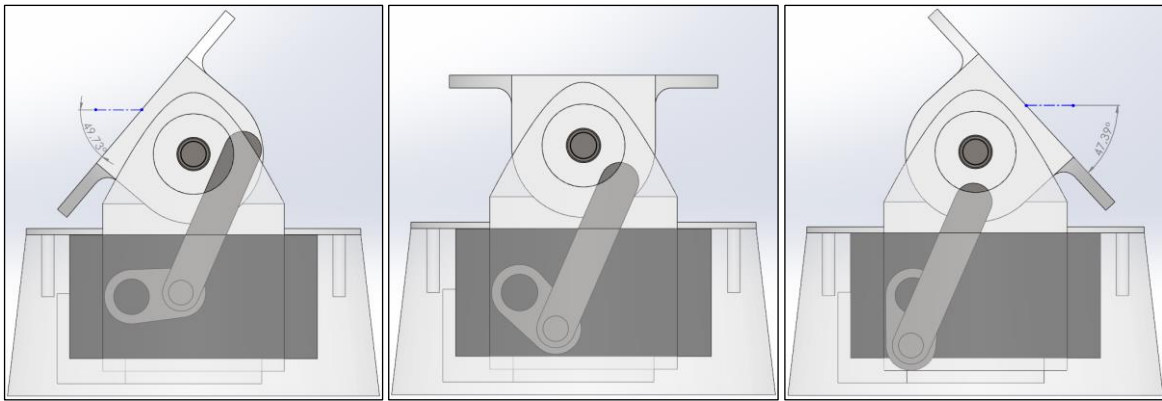
La cadena cinemática que conforma el mecanismo se encarga de efectuar la fuerza y transmitir la energía conectando diferentes elementos y así generar el movimiento deseado se basa en un mecanismo de cuatro barras, donde tres son móviles y una es fija unidas mediante nudos articulados y donde la conexión entre las piezas forma un paralelogramo simétrico, garantizando el control y la transmisión equivalente del ángulo realizado por el servomotor al ángulo de inclinación de la placa protésica de la mano.

La constitución de las barras a partir de las piezas de diseño que conforman el prototipo funcional se construye con el eje del servomotor como uno de los nodos fijos, la barra fija se forma de la distancia existente entre el servo y el eje del acople cilíndrico, donde se encuentra el otro nodo fijo. La biela estará conectada al servomotor, la manivela a la biela y la última barra será la conexión entre la biela y la distancia existente entre el eje del acople cilíndrico y el pivote en el acople.

El diseño del acople se asemeja a una articulación uniaxial troclear, como la húmero-cubital que se encuentra en el codo y permite realizar el movimiento de flexo-extensión del antebrazo, con el fin de que el diseño sea estético y esté acorde a la anatomía del cuerpo humano. De acuerdo con el diseño mecánico planteado, la prótesis podría tener una amplitud de aproximadamente 50° tanto para flexión y extensión.

Figura 24

Movimiento de flexión y extensión en el mecanismo



Nota. Posicionamiento del mecanismo de muñeca en estado de flexión, neutro y extensión. Realizado por las autoras.

Además, se emplean unos rodamientos debido a que estos elementos son capaces de soportar cargas axiales radiales moderadas en ambas direcciones y brindan un soporte para el ensamble del soporte del mecanismo con el eje del acople cilíndrico, mientras el realiza su movimiento giratorio. Se seleccionan los rodamientos rígidos de bolas de una hilera tapados SKF 624-2Z, Apéndice C, debido a que se tiene una restricción de espacio y estos rodamientos son pequeños, tienen un diámetro exterior de 13mm, un ancho de 5mm y un diámetro de eje de 4mm.

3.3.4 Diseño y cálculo eje

El diseño planteado para el eje es escalonado compuesto por dos ejes de acero unidos a un acople fabricado mediante impresión 3D, con diámetros adecuados para el alojamiento de elementos de sujeción estándar como los rodamientos, los cuales son necesarios para dar una ubicación precisa.

Para los cálculos de dimensionamiento, se considera un eje compuesto de dos materiales, acero inoxidable 304 y PET-G, y se analiza el modelo en la posición neutral.

Inicialmente se inicia con el análisis del mecanismo manivela-biela para determinar cómo actúa el torque del servomotor en el eje. El torque máximo del servomotor escogido es de 1100 N-mm y genera una fuerza en la manivela, definida por la Ecuación 1.

$$F = \frac{T}{r} \quad (1)$$

Según Ecuación 1, para un torque de $T = 1100$ N-mm y una distancia entre los ejes de la manivela de 8 mm, la fuerza generada es de 137.5 N. Esta fuerza tiene componentes en los ejes YZ debido a que la manivela tiene una inclinación de 35° . De acuerdo con esto, se calculan las componentes YZ de la fuerza con la Ecuación 2 y la Ecuación 3, la fuerza en Y da como resultado 112.6334N y la fuerza en Z tiene un valor de 78.8668N.

$$F_y = F \cos(\theta) \quad (2)$$

$$F_z = F \sin(\theta) \quad (3)$$

Realizando un análisis por barras, la biela tiene las mismas fuerzas F_y y F_z de reacción en su conexión al acople. La biela se encuentra unida al acople mediante un pin de acero con una

longitud de 3.5 mm entre las dos piezas, se trasladan las fuerzas F_y y F_z y se generan dos momentos flectores en Z y en Y, respectivamente.

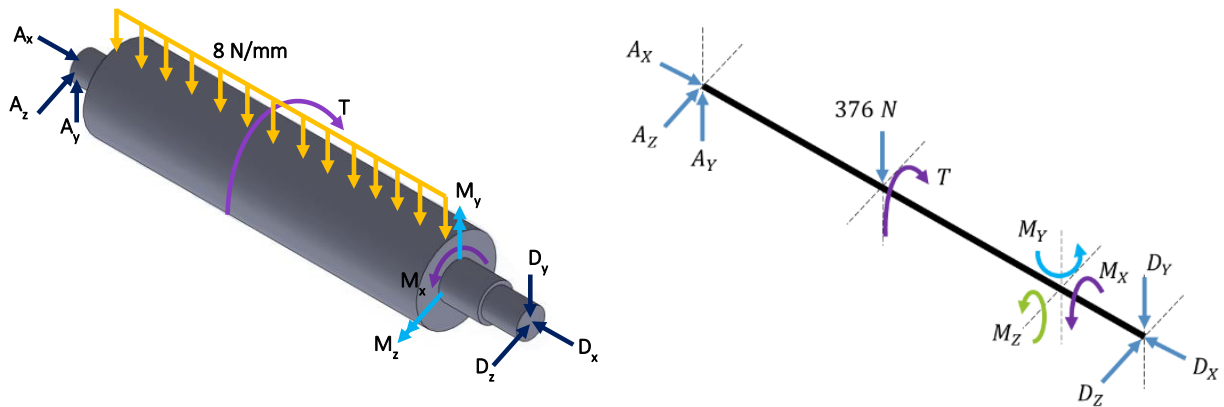
$$M_z = F_y * d \quad (4)$$

$$M_y = F_z * d \quad (5)$$

Se tiene como resultado un momento flector de 394.2169 N-mm en Z y otro de 276.0338 N-mm en Y. Las fuerzas F_y y F_z no se encuentran en el eje de giro del modelo, por lo cual se traslada la fuerza resultante F al eje de interés de acuerdo con la Ecuación 1, conociendo que la distancia entre el pin de la biela y el eje es de 8 mm, se genera así un torque del mismo valor al torque generado por el servomotor, 1100 N-mm.

Figura 25

Condiciones de carga, momentos y reacciones en el eje



Nota. Realizado por las autoras.

Conociendo las reacciones del torque generado por el servomotor en el eje, se plantean las cargas y reacciones a las que estará sometido el eje.

El mecanismo va a estar sometido al peso de una mano protésica, su estructura tiene un peso de aproximadamente 300 gr. y cuenta con 6 servomotores de 14 gr. cada uno, teniendo un peso total de aproximadamente 400 gr, pero se debe tener en cuenta que al realizar diferentes actividades estará sometido a una carga mayor, por lo cual se considera una fuerza distribuida sobre el acople de aproximadamente 8 N/mm.

Además, cuenta con dos rodamientos en los extremos y tienen un diámetro de eje de 4 mm, por lo cual se realizan los cálculos para comprobar el diámetro del eje de 4 mm y para encontrar el diámetro adecuado para otra sección del eje de acero.

Para el análisis de fuerzas y momentos en los planos XY y XZ, se cuenta con las siguientes ecuaciones de equilibrio estático:

$$\sum M_A = 0 \quad (6)$$

$$\sum F_y = 0 \quad (7)$$

Se analiza el plano XY, de acuerdo con la Ecuación 6, se realiza la sumatoria de momentos flectores en el punto A y se obtiene la fuerza de reacción del rodamiento D_y .

$$63D_y = 29(376) - 394.2469$$

$$D_y = 166.8219 \text{ N}$$

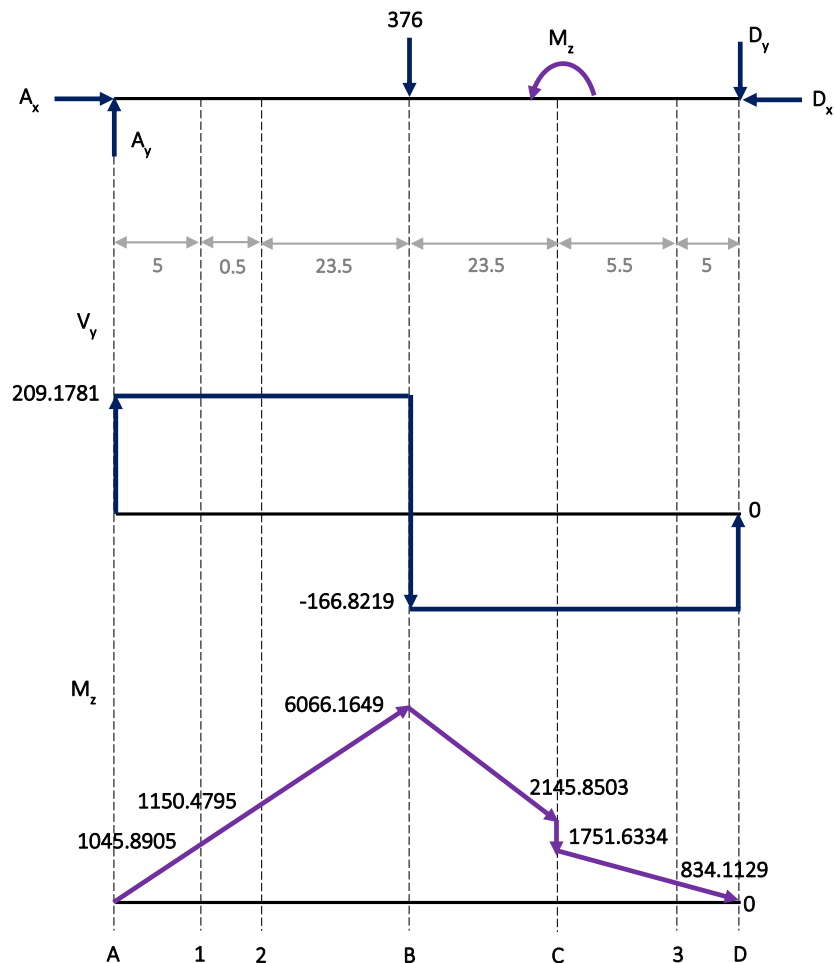
Para el cálculo de la fuerza de reacción del rodamiento A_y , se usa la Ecuación 7. Así se obtiene la carga del eje en el plano XY y se realizan los diagramas de fuerza cortante y momento, mostrado en la Figura 26.

$$A_y = 376 - 166.8219$$

$$A_y = 209.1781 \text{ N}$$

Figura 26

Diagramas de carga, fuerza cortante y momentos en el plano XY



Nota. Realizado por las autoras.

Luego se analiza el eje en el plano XZ, igualmente se usan la Ecuación 6 y la Ecuación 7 para el cálculo de las reacciones de los rodamientos D_z y A_z :

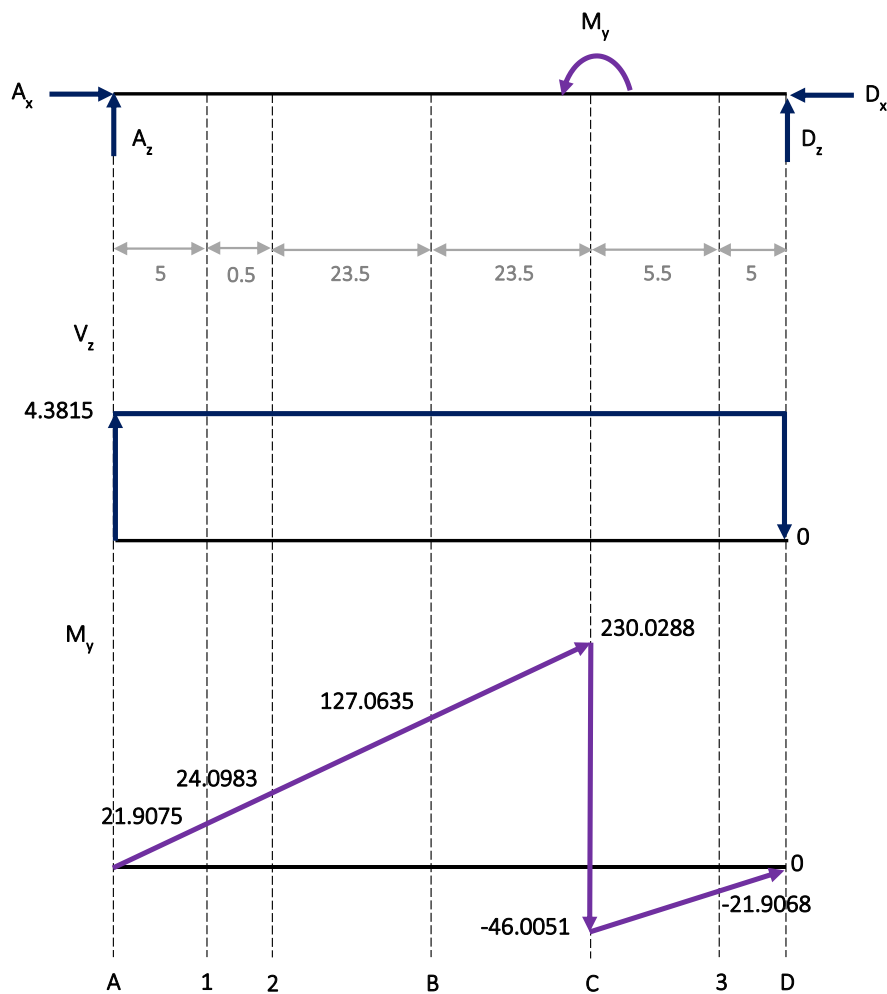
$$D_z = 4.3815 \text{ N}$$

$$A_z = 209.1781 \text{ N}$$

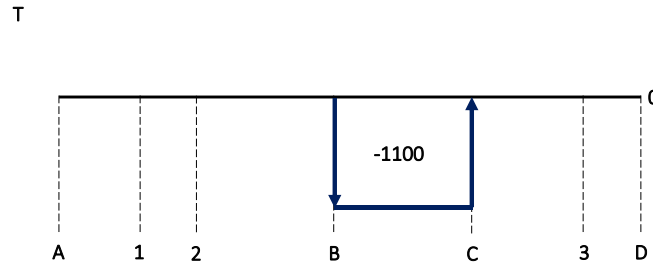
Finalmente se realizan los diagramas de fuerza cortante y momentos en el plano XZ. Y se plantea el diagrama de torque en el eje, el cual se encuentra distribuido en el acople de impresión 3D y tiene el valor del máximo torque generado por el servomotor.

Figura 27

Diagramas de carga, fuerza cortante y momentos en el plano XZ



Nota. Realizado por las autoras.

Figura 28*Diagrama torque*

Nota. Realizado por las autoras.

El eje no tiene ningún elemento que le transmita carga axial, por lo cual se asume que este no se somete a este tipo de carga y las componentes en el eje X de las reacciones de los rodamientos A_x y D_x son iguales a cero, por lo cual el eje estará sometido a cargas de torsión y flexión.

Para el cálculo del eje, se implementa la metodología ASME para el diseño de ejes de transmisión de falla por fatiga. De acuerdo con esta metodología, cuando el eje se encuentra sometido a una carga de flexión invertida, es decir, los elementos sobre la superficie del eje que se encuentren bajo esfuerzos pasan de tensión a compresión a medida que el eje gira, se asume que la componente media del momento flector es igual a cero. Además, al estar el eje sometido a un torque constante, la componente alternante del torque igualmente es igual a cero (Norton, 2011).

Por lo tanto, el diámetro del eje está dado por la siguiente ecuación:

$$d = \left\{ \frac{32N_f}{\pi} \left[\left(K_f \frac{M_a}{S_f} \right)^2 + \frac{3}{4} \left(k_{fsm} \frac{T_m}{S_y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \right\}^{\frac{1}{3}} \quad (8)$$

Las componentes media y alternante del momento flector están dadas por las siguientes ecuaciones:

$$M_m = \frac{M_{max} + M_{min}}{2} \quad (9)$$

$$M_a = \frac{M_{max} - M_{min}}{2} \quad (10)$$

De acuerdo con la metodología ASME, el momento flector medio M_m es igual a cero debido a que el momento flector mínimo es igual al inverso del momento flector máximo, es decir,

$$M_{min} = -M_{max} \quad (11)$$

Por lo tanto, el momento flector alternante es igual al momento flector máximo.

$$M_a = M_{max} \quad (12)$$

El momento máximo está dado por el momento resultante de la sección que se esté analizando, dado por la siguiente ecuación:

$$M_r = \sqrt{M_{xy}^2 + M_{xz}^2} \quad (13)$$

De igual forma, las componentes media y alternante del torque están dadas por las siguientes ecuaciones:

$$T_m = \frac{T_{max} + T_{min}}{2} \quad (14)$$

$$T_a = \frac{T_{max} - T_{min}}{2} \quad (15)$$

Al estar el eje sometido a un torque constante, significa que el torque máximo y mínimo son iguales. Por esto, la componente alternante del torque es igual a cero y la componente media es igual al torque máximo.

$$T_m = T_{max} \quad (16)$$

Las propiedades para el acero inoxidable 304,

Apéndice E, son el esfuerzo último a la tensión S_{ut} de 505 MPa y la resistencia a la fluencia S_y de 215 MPa.

Debido a que el diseño que se está realizando es para un prototipo funcional, no se asume un ciclo de vida infinita sino un ciclo bajo de 10^3 ciclos. De acuerdo con Parada (1990), el límite o resistencia a la fatiga teórica para una vida de 10^3 ciclos, S_f , para cargas flectoras está dado por la siguiente ecuación:

$$S'_f = 0.9 S_{ut} \quad (17)$$

Para el acero inoxidable 304, el S'_f es igual a 454.5 MPa. Ahora, se calcula los factores que modifican este límite teórico para obtener el límite de resistencia a la fatiga S_f .

$$S_f = k_l k_s k_d k_c k_T k_m S'_f \quad (18)$$

Según Parada (1990), el factor de carga k_l para cargas combinadas de flexión y torsión en materiales dúctiles es de 0.57, el factor superficial k_s para un acero con $S_{ut} = 505 \text{ MPa} \approx 73.2 \text{ ksi}$ con un maquinado común es de 0.812, el factor de tamaño $k_d = 1$ para diámetros $d \leq 8 \text{ mm}$, igualmente, el factor de confiabilidad $k_c = 1$ para una confiabilidad del 50%, se establece así debido a que el diseño es para un prototipo funcional, el factor de temperatura $k_T = 1$ para temperaturas $T < 71^\circ\text{C}$, y el factor misceláneo k_m es igual a 1.2 para un torneado basto.

$$S_f = 0.57 \cdot 0.812 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 1.2 \cdot 454.5$$

$$S_f = 252.433 \text{ MPa}$$

Se comienza analizando el punto C, con la Ecuación 13 se halla que el momento resultante y por ende el momento flector alternante en este punto es de 2158.1443 N-mm. Y el torque medio es de 1100 N-mm. Se asume que no hay concentradores de esfuerzos en esta sección del eje de

acero por lo cual $K_f = 1$, y de acuerdo con el método ASME, el factor de concentración de esfuerzos medios es 1. Finalmente se calcula el diámetro con la Ecuación 8, resolviendo mediante la herramienta de cálculo EES, Apéndice F, y teniendo en cuenta que el factor de seguridad debe ser mayor o igual a 1.3 (Parada, 1990). Para un diámetro de 5.4 mm en el punto C se tiene un factor de seguridad de 1.61.

En el análisis del punto 3, se tiene que el momento flector alternante es de 834.4 N-m, esta sección no se somete a ningún torque por lo cual el torque medio es igual a cero. En este punto existe un cambio de sección por escalón el cual contribuye en la concentración de esfuerzos, se calcula el factor de concentración de esfuerzos por fatiga mediante la siguiente ecuación:

$$K_f = 1 + q(K_t - 1) \quad (19)$$

Se obtiene el factor de concentración de esfuerzos geométrico K_t , se determina la sensibilidad a la entalladura del material q . Según Norton (2011), para el esfuerzo de flexión del acero con un radio de entalladura de 0.1mm $q = 0.4$. Y según Parada (1990) el $K_t = 1.9$, por lo tanto:

$$K_f = 1 + 0.4(1.9 - 1)$$

$$K_f = 1.28$$

Para la concentración de esfuerzos del escalón cargado por torsión $q = 0.5$ y $K_t = 1.4$, por lo tanto:

$$K_{fs} = 1 + 0.5(1.4 - 1)$$

$$K_{fs} = 1.1$$

Entonces para el punto 3, con un diámetro de 4mm se tiene un factor de seguridad de 1.73

3.3.5 *Análisis Estático por Elementos Finitos*

En términos matemáticos el análisis de elementos finitos (AEF) es una técnica numérica para resolver problemas de campo descritos por un conjunto de ecuaciones diferenciales parciales (SolidWorks Corporation, 2017). Se realiza un Análisis Estático por Elementos Finitos en SolidWorks como herramienta esencial para la evaluación de las tensiones, desplazamientos, deformaciones y del factor de seguridad de diseño bajo unas cargas de fuerza y torsión, con el objetivo de evaluar la geometría y comportamiento de los materiales y elementos en las tres posiciones que puede presentar el mecanismo (flexión, extensión y neutra), Apéndice H, con el objetivo de garantizar el correcto funcionamiento del mecanismo, así como identificar la posición y los posibles puntos críticos, reducir el costo del modelado, reducir tiempos y mejorar el diseño actual para que sea apto para la construcción.

Así como para los cálculos del eje, se aplica una carga de fuerza de 8 N sobre el centroide de la mano. La carga de torsión aplicada en el análisis se toma como el máximo torque que puede realizar el servomotor seleccionado, siendo 1.1 N-m. Finalmente se establecen las condiciones de frontera como el tipo de sujeción y conexiones como los conectores de apoyo tipo rodamiento.

El mallado, es un proceso de discretización que divide el modelo en piezas más pequeñas denominadas elementos finitos, se enfatiza en su nombre que los elementos son razonablemente más pequeños en comparación con el tamaño del modelo y los conecta en puntos comunes denominados nodos. El mallado se hace a partir del tamaño del elemento global, una tolerancia y especificaciones de control de malla, permitiendo cambiar el tamaño de los elementos (SolidWorks, 2020), las especificaciones usadas y los resultados obtenidos se encontrarán en el Apéndice G y Apéndice H.

Figura 29*Mallado*

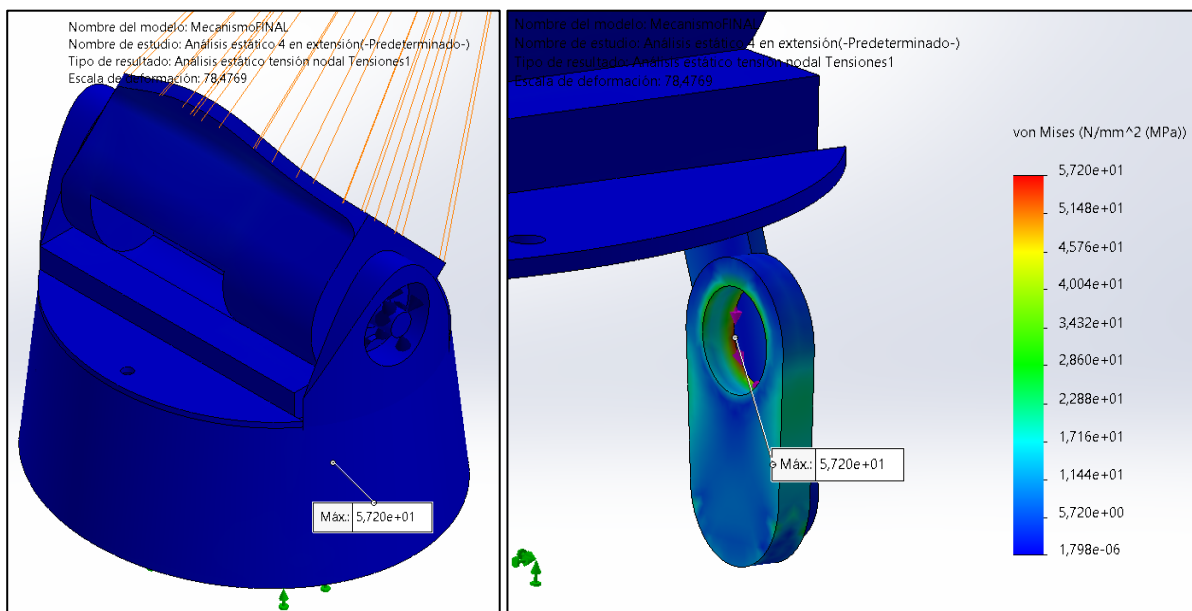
Nota. Malla del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas. Realizado por las autoras.

La tensión de Von Mises, es una medida del estrés representada en los seis componentes de un estado general 3D del estrés, se aplican dos componentes de esfuerzo cortante y un componente de la tensión normal a cada lado de un cubo elemental y su resultado muestra si es posible una ruptura de material, si se llega a superar el límite estático (González, et al., 2022).

Al analizar las posiciones de flexión, extensión y neutra del mecanismo se define la extensión como posición crítica. En la Figura 30, se observa que para las condiciones a las que está sometido el diseño, la estructura del soporte en el encaje es segura y donde se concentran los esfuerzos serán en las componentes manivela- biela, con una tensión máxima de 57.2 N/mm^2 sin sobrepasar el límite elástico del acero en SolidWorks, de 206.807 N/mm^2 , garantizando así una estructura segura y estable para el prototipo.

Figura 30

Tensiones



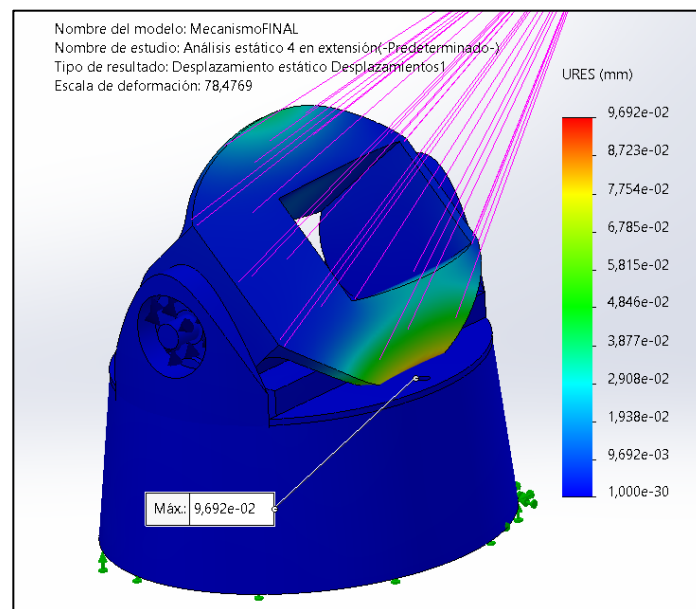
Nota. Estudio de tensiones del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas con las concentraciones de esfuerzos máximas presentadas. Realizado por las autoras.

Los desplazamientos, se relaciona con la capacidad que tiene la estructura para resistir la carga, donde los desplazamientos inducidos deben ser lo suficientemente pequeños como para ignorar cambio en la rigidez causado por la carga (SolidWorks, 2019).

En la Figura 31, se observan los desplazamientos que van a sufrir las piezas al estar sometidas a las condiciones establecidas, teniendo en cuenta que se tienen piezas dos materiales diferentes, el mayor desplazamiento que sufre la simulación se encuentra acople de ABS con un valor de 0.09692 mm, mientras los componentes mecánicos de acero no presentan un desplazamiento significativo, considerándose ambos desplazamientos como estables al ser tan pequeños.

Figura 31

Desplazamientos



Nota. Estudio de desplazamientos del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas.

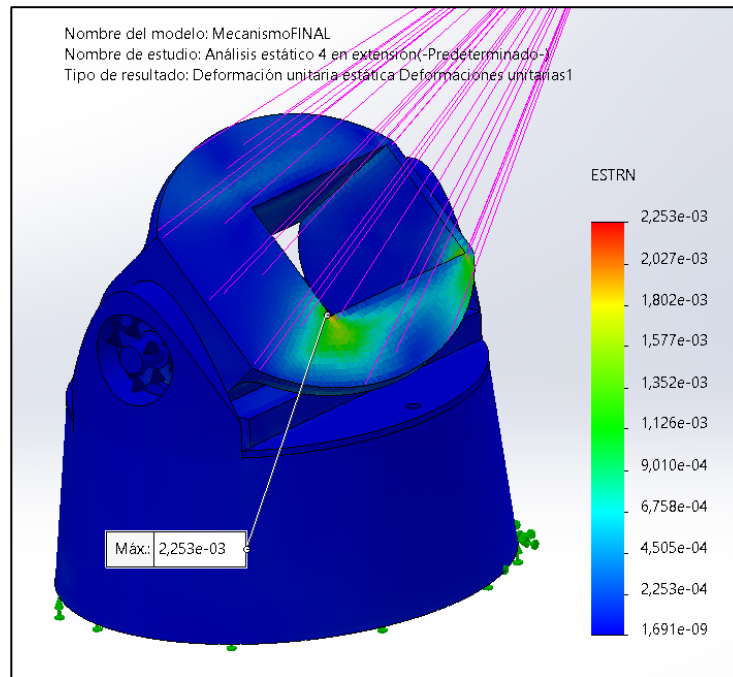
Realizado por las autoras.

La deformación unitaria es la proporción de cambio de longitud respecto a la longitud original (SolidWorks, 2021). En la Figura 32, se muestran los puntos que están sufriendo deformaciones y los posibles puntos donde el material no volverá al estado inicial, la mayor

deformación unitaria se encontrará en el acople de ABS con un valor de 0.002253, se considera aceptable para el modelo.

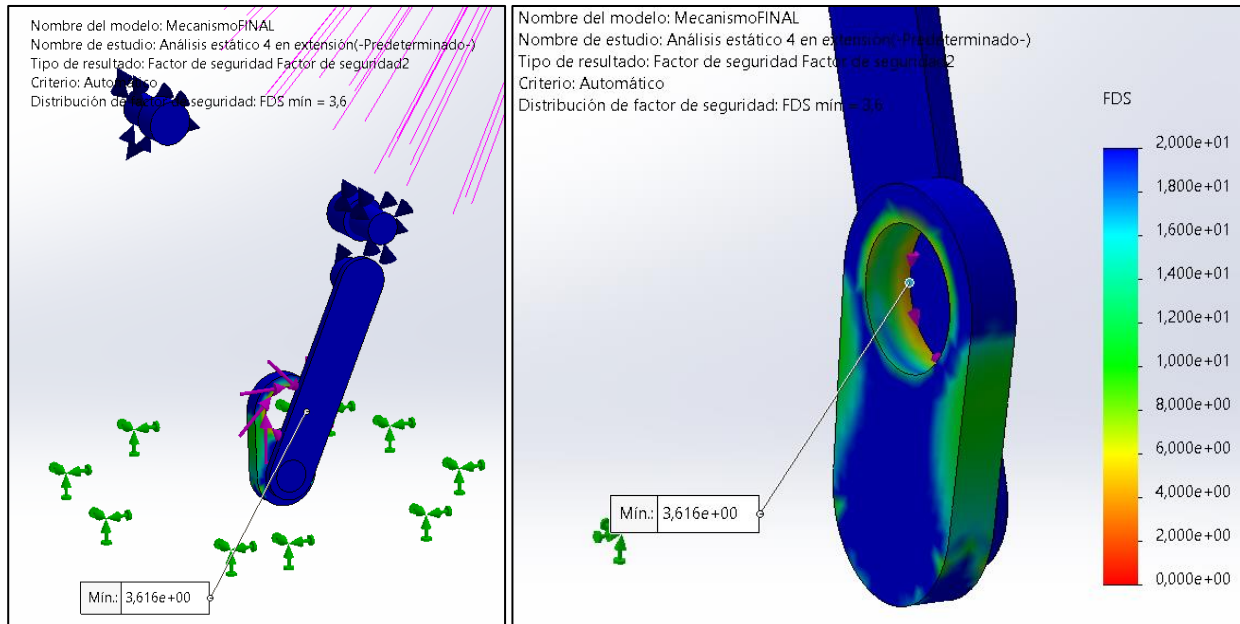
Figura 32

Deformaciones unitarias



Nota. Estudio de deformaciones unitarias del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas. Realizado por las autoras.

El factor de seguridad evalúa el diseño según el criterio de Von Mises máxima, mostrando en diferentes colores la distribución de seguridad del diseño mayor a 1 para evitar el rompimiento o la falla. En la Figura 33 se observa la escala de valores de distribución en el modelo, mostrando que el factor de seguridad mínimo se encuentra en los componentes de biela-manivela con un valor de 3.6 superando el valor 1 por lo cual se considera como un comportamiento seguro en el diseño.

Figura 33*Factor de seguridad*

Nota. Estudio del factor de seguridad mínimo para que se produzca ruptura del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas. Realizado por las autoras.

3.3.6 Análisis de Modo y Efecto de Falla (AMEF)

Durante el desarrollo del diseño se realiza un AMEF, Apéndice I, de acuerdo con los requerimientos de diseño, el cual permite identificar y evaluar posibles modos de falla en el diseño del mecanismo en la prótesis, así como desarrollar medidas preventivas para evitar las causas o disminuir sus efectos y al mismo tiempo optimizar y mejorar el diseño llevando a cabo mejoras en la calidad del producto enfocándose en la confiabilidad y seguridad de diseño final.

Según los resultados de la matriz AMEF, de acuerdo con el número de prioridad de riesgos (NPR) se debe mantener un control sobre las siguientes posibles fallas:

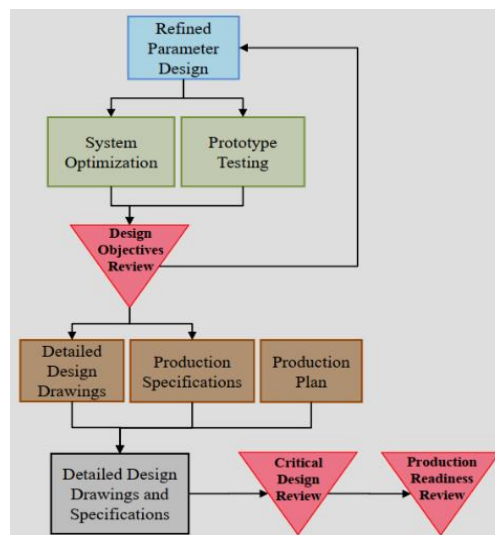
- Análisis de esfuerzos por cargas y torques máximos ineficiente

- Mala selección del servomotor de acuerdo con las cargas y torques a los que está sometido.
- Uso inadecuado por parte del usuario al no atender recomendaciones de uso y someterlo a cargas que excedan la capacidad
- Falla eléctrica y problemas de conexiones
- Programación incorrecta del control del servomotor
- Diseño erróneo de las geometrías de los componentes
- Geometrías con manufactura compleja
- Mala selección de los materiales
- Geometrías con manufactura compleja
- Ensamblaje de las piezas inadecuado

3.4 Diseño de parámetros optimizado

Figura 34

Diseño de parámetros optimizado



Nota. Tomada de NASA ESMD Capstone Design (cap.01, p.20) por Gershenson, J., s.f. NASA.

Se plantea un diseño optimizado teniendo en cuenta las posibles causas de falla encontradas mediante el Análisis de Modo y Efectos de Falla realizado, que podrían afectar el desempeño final del diseño. Al tener un diseño previo es posible observar diferentes inexactitudes que no se mostraran antes de realizarlo y la optimización busca mejorar e incrementar el valor del diseño llegando al cumplimiento del objetivo del proyecto de la mejor forma posible, y así facilitar y mejorar el modelo final definiendo todos los parámetros necesarios para la construcción y generando finalmente los planos detallados de construcción de las piezas y del ensamble.

El modelo anterior mostro una serie de sugerencias e inconvenientes que se pueden mejorar para la optimización del prototipo, tales como:

- Modificación de la geometría y cambio de material del soporte por un PET-G para mejorar la resistencia y los acabados de las piezas de acuerdo con los parámetros de impresión 3D, además de facilitar el proceso de ensamble, debido a que hay una notoria dificultad de armado por el tamaño y disposición de las piezas.
- Corregir dimensiones de las piezas de impresión 3D, y mejorar las tolerancias y los espacios de separación entre las piezas que están en contacto con los componentes en movimiento como el mecanismo biela-manivela.

Cumpliendo con los requerimientos planteados para el diseño, siguiendo el enfoque del AMEF realizado y atendiendo las observaciones del modelo anterior se plantea el diseño del prototipo final. Este diseño mantiene los componentes seleccionados como los rodamientos, no se modifican las dimensiones y el material del eje, acero inoxidable AISI 304.

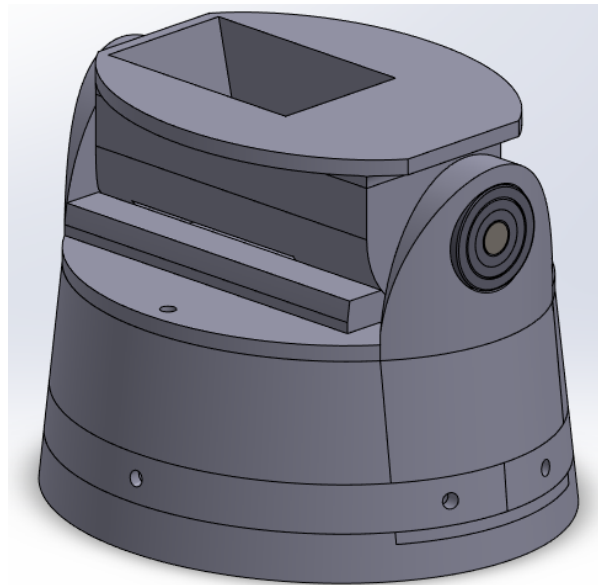
Se realiza un cambio en la geometría y material de las piezas de impresión 3D, el material a usar es el PET-G (copolímero de polipropileno tereftalato), el cual tiene una alta resistencia al

impacto, tiene también una mejor adhesión entre las capas de impresión brindando así mayor resistencia a la pieza. Además, necesita una menor temperatura de impresión comparándolo con el ABS, por lo cual se facilita el proceso de impresión y disminuye la probabilidad de deformación de la pieza durante el proceso de impresión.

Y al igual que el diseño previo, puede llegar a una amplitud máxima de 50° tanto para flexión y extensión.

Figura 35

Diseño final del prototipo



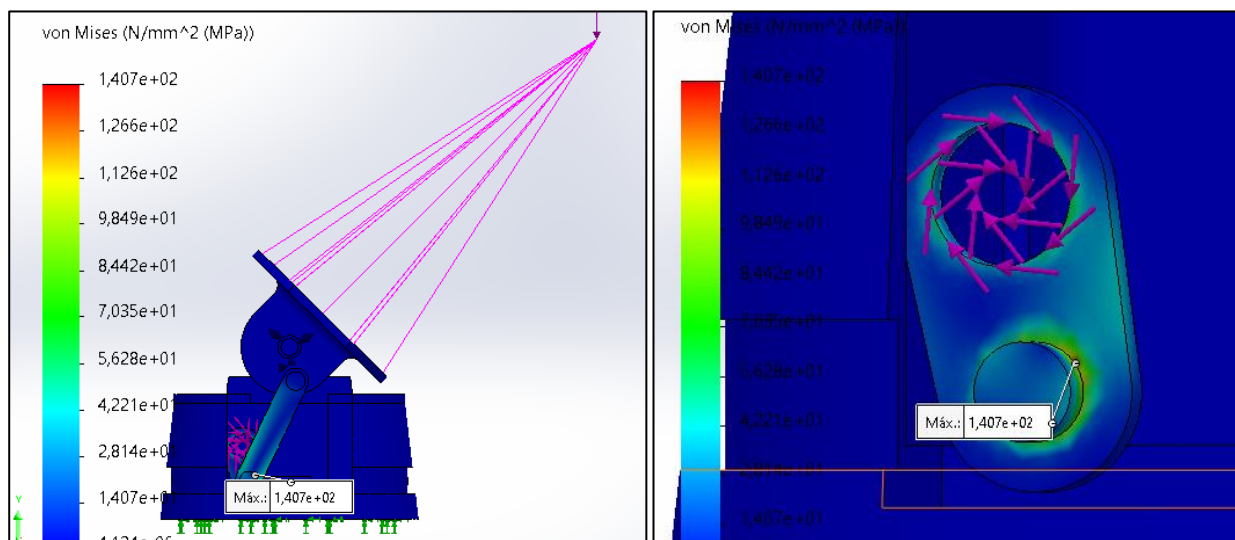
Nota. Modelo CAD del ensamblaje del prototipo final. Realizado por las autoras.

Se realiza nuevamente el análisis estático por elementos finitos en SolidWorks para el diseño del prototipo final. Se establecen los mismos parámetros planteados para la simulación anterior, una carga de fuerza de 8 N, una carga de torsión de 1.1 N-m y las mismas propiedades de mallado y condiciones de frontera y conectores.

En las figuras se observa que para las condiciones que está sometido el diseño, la estructura del encaje se encontrara segura y establece que los esfuerzos máximos los sufrirán la manivela-biela con un valor de tensión máxima de 140.7 N/mm² sin superar el límite elástico del acero de 206.807 N/mm.

Figura 36

Tensiones

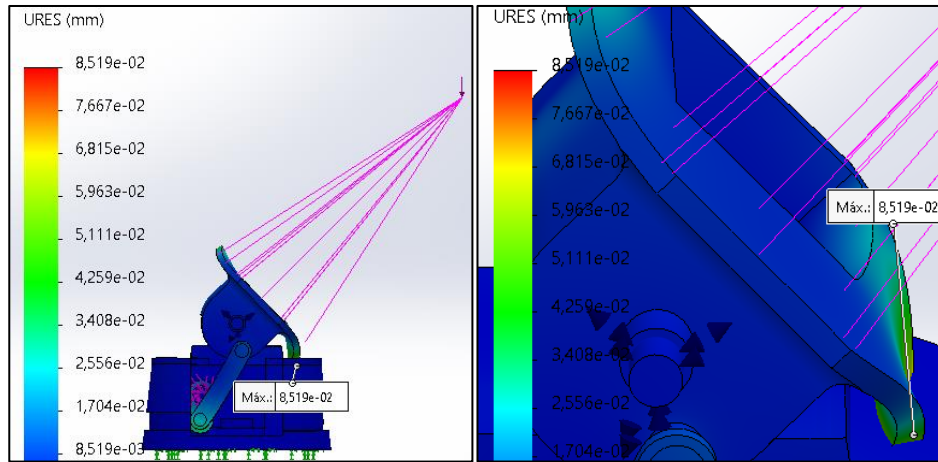


Nota. Estudio de tensiones del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas con las concentraciones de esfuerzos máximas presentadas. Realizado por las autoras.

El desplazamiento máximo es de 0.08519 mm experimentado por el acople de PET-G, la deformación unitaria sufrida en el modelo es de 0.001921 ESTRN y por último las piezas que conforman el mecanismo superan el límite 1 de seguridad según Von Mises garantizando que las condiciones establecidas para el diseño puedan ser soportadas y ser capaces de brindar las condiciones necesarias de funcionamiento en el prototipo.

Figura 37

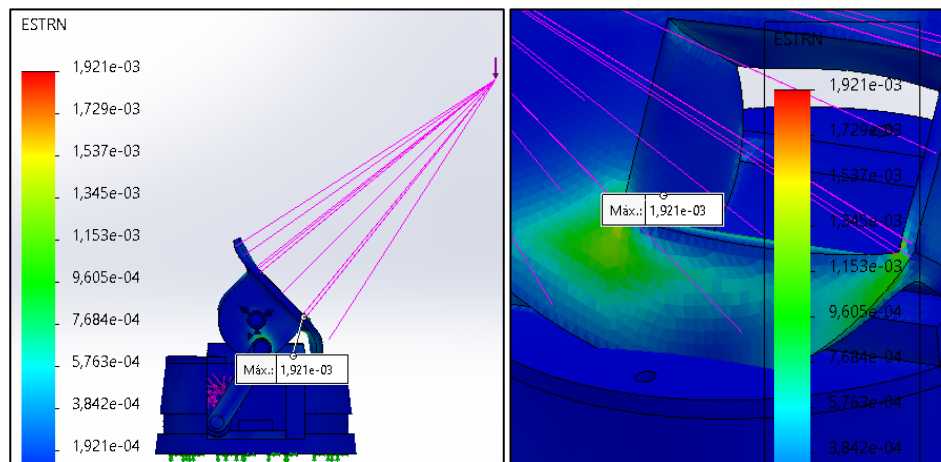
Desplazamientos



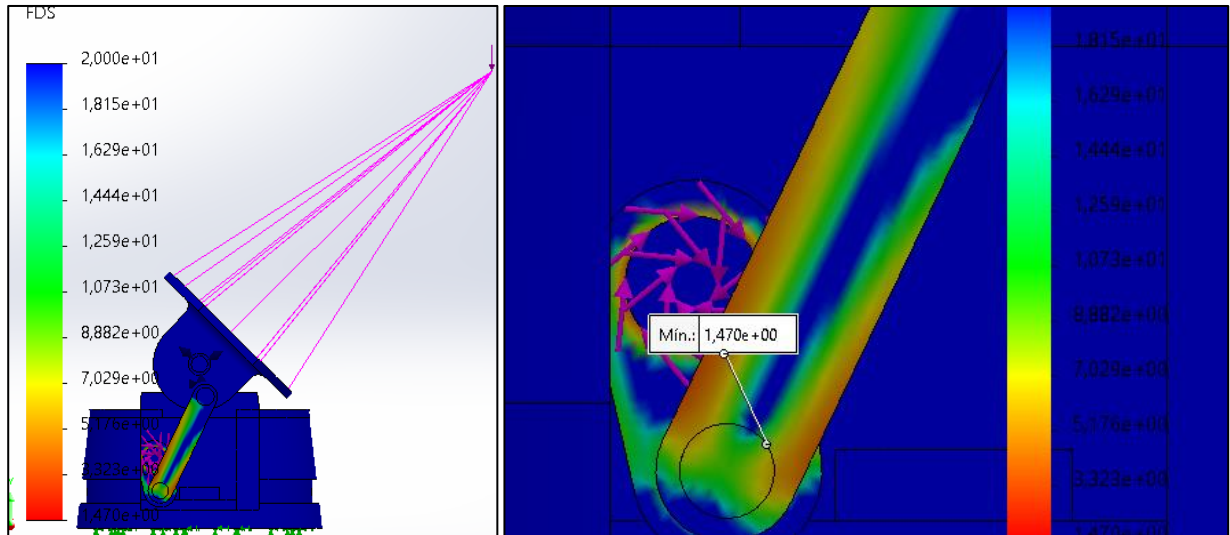
Nota. Estudio de desplazamiento del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas con el desplazamiento máximo presentado. Realizado por las autoras.

Figura 38

Deformaciones unitarias



Nota. Estudio de deformaciones unitarias del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas con la deformación máxima presentada. Realizado por las autoras.

Figura 39*Factor de seguridad*

Nota. Estudio del factor de seguridad mínimo para que se produzca ruptura del ensamble con las cargas y condiciones de frontera aplicadas. Realizado por las autoras.

Teniendo en cuenta los resultados y comparándolos con los parámetros de diseño se considera la información suficiente para realizar los planos y el proceso de construcción de las piezas.

4 Diseño del sistema de control

El diseño del sistema de control para prótesis mioeléctricas es una parte esencial del proceso de desarrollo del mecanismo de la muñeca para obtener prótesis eficiente y útiles, ya que este es el sistema responsable de recibir y procesar las señales eléctricas generadas por los músculos residuales en el muñón del paciente al realizar un movimiento para el control de la prótesis.

Este capítulo presenta el diseño detallado del sistema de control, considerando la selección de componentes electrónicos, la adquisición y codificación de señales EMG para realizar movimientos de flexión y extensión, además de los diagramas de conexión de los componentes para el correcto funcionamiento del mecanismo de muñeca.

4.1 Descripción de los componentes

4.1.1 *Sensor muscular*

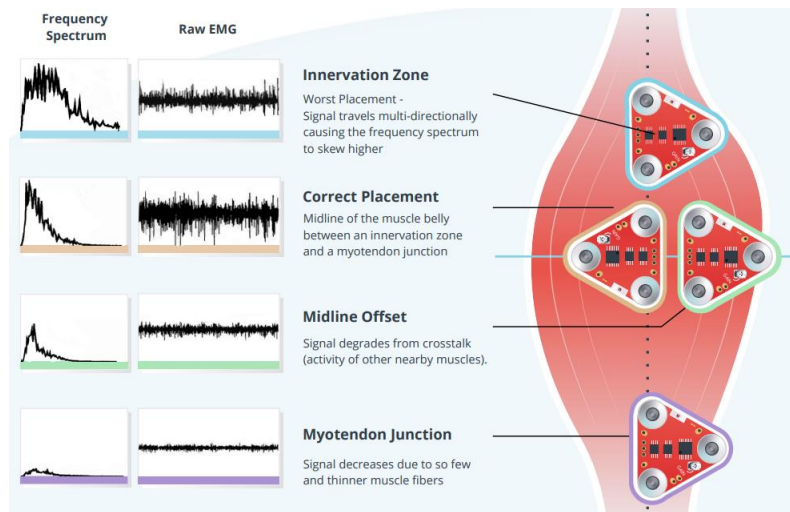
El sensor muscular es un componente clave del sistema de control de la prótesis, uno de los más completos que se encuentran en el mercado actual es el sensor muscular MyoWare 2.0.4, el cual es un dispositivo diseñado para capturar y acondicionar las señales electromiográficas proporcionando una señal analógica para su posterior procesamiento en un microcontrolador.

Este sensor cuenta con un amplificador de instrumentación y un filtro pasa banda que filtra el ruido no deseado y la interferencia de la señal. Además, tiene una ganancia ajustable que permite ajustar la señal en función de la intensidad de la contracción muscular. La apropiada colocación y orientación de los electrodos es importante para adquirir señales consistentes y de calidad, el sensor Myoware cuenta con tres electrodos superficiales para la captación de las señales, dos electrodos

de entrada que deben ser colocados en la línea media del grupo muscular de interés teniendo en cuenta que se encuentren longitudinalmente paralelos a las fibras musculares, y un electrodo de referencia que se sitúa en una ubicación adyacente eléctricamente neutra.

Figura 40

Colocación de los electrodos del sensor Myoware



Nota. Myoware. Advancer Technologies LLC (2022). Recuperado 15 de mayo de 2023 de https://myoware.com/wp-content/uploads/2022/03/MyoWare_v2_AdvancedGuide-Updated.pdf

4.1.2 Microcontrolador

Se utiliza una Tarjeta Nano Tipo C Compatible con Arduino IDE, una tarjeta de desarrollo basada en el ATMEGA328 con terminal de conexión USB para cable tipo C. Se selecciona esa tarjeta debido a que es compacta y completa, las características técnicas se presentan en el Apéndice C. Este microcontrolador es el encargado de compilar y grabar el programa de control de las señales recibidas de los sensores musculares al servomotor, y así permitir la acción del movimiento de flexo-extensión del mecanismo.

4.1.3 Batería

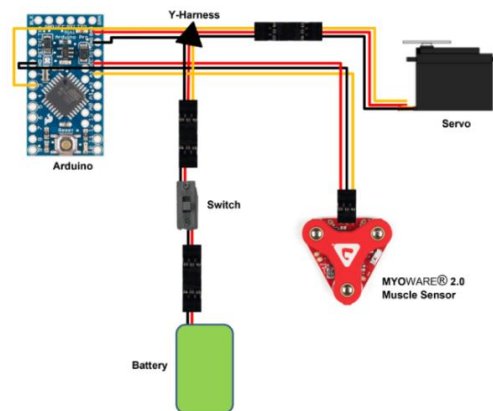
La energía necesaria que debe producir para el funcionamiento adecuado del mecanismo de flexo-extensión es de aproximadamente 7.2 voltios. La prótesis cuenta con un espacio en el encaje de 105x35mm dispuesto para la batería, al tener que ubicarse en un espacio pequeño y teniendo la restricción del peso se sugiere como fuente de alimentación para la prótesis completa el uso de una batería LiPo, que se caracteriza por tener un peso ligero y ser recargable.

4.1.4 Sistema de conexiones

El sistema de conexiones es un paso importante, ya que representa como se comunican cada uno de los dispositivos para realizar las conexiones, los montajes y la protección de forma adecuada, evitando así posibles fallas eléctricas.

Figura 41

Diagrama de conexiones del sistema



Nota. Myoware (2022). [Bionic wolverine claws]. Recuperado el 15 de mayo de 2023 de <https://myoware.com/project/bionic-wolverine-claws/>

Se establece un diagrama de conexiones como el mostrado en la Figura 41, con ciertas modificaciones, este se compone por la tarjeta Nano, el servomotor encargado de realizar el

movimiento de flexo-extensión el cual requiere una fuente de alimentación de 7.2V y los sensores musculares Myoware que permiten una alimentación de 3V-5V.

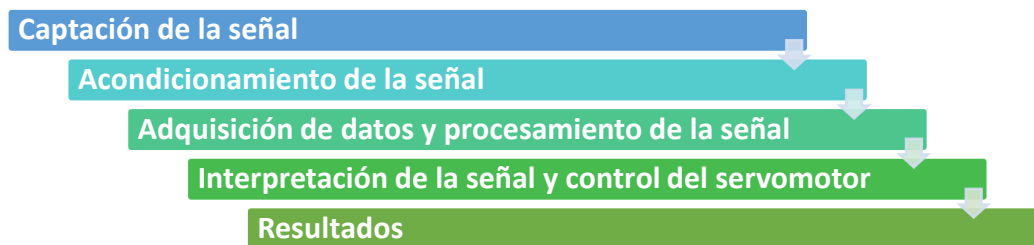
Se sugiere la implementación de un interruptor para facilitar el encendido/apagado del mecanismo de la prótesis cuando el usuario lo necesite. Además, para la realización de las pruebas de funcionamiento se utiliza una fuente de alimentación por puerto USB.

4.2 Tratamiento de la señal mioeléctrica

El tratamiento de la señal hace referencia a la captura, acondicionamiento, procesamiento y análisis de señales eléctricas generadas por la actividad muscular con el fin de controlar el servomotor que producirá el movimiento del mecanismo de muñeca.

Figura 42

Diagrama de procesos del sistema de control



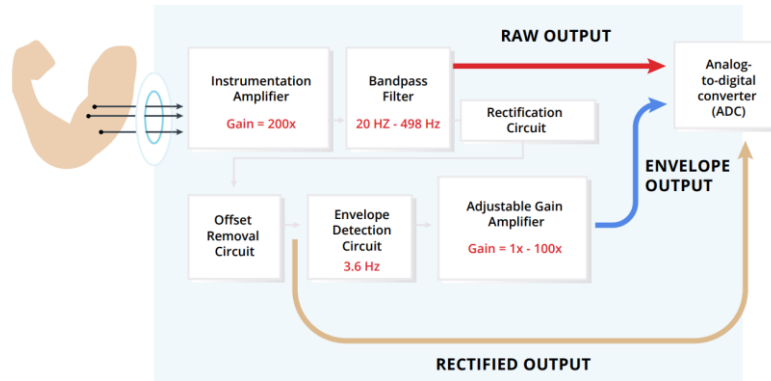
Nota. Realizado por las autoras.

4.2.1 Captación y acondicionamiento de la señal

El sensor Myoware registra la diferencia de potencial en la superficie y cuenta con el circuito de acondicionamiento incluido. Tiene un amplificador de instrumentación con una ganancia de 200x que permite detectar y amplificar la señal eléctrica generada por la actividad muscular, y un filtro pasa banda que filtra el ruido no deseado y la interferencia de la señal con una banda de paso de 20 Hz a 498 Hz.

Figura 43

Flujo de trabajo de la señal mioeléctrica en el sensor Myoware

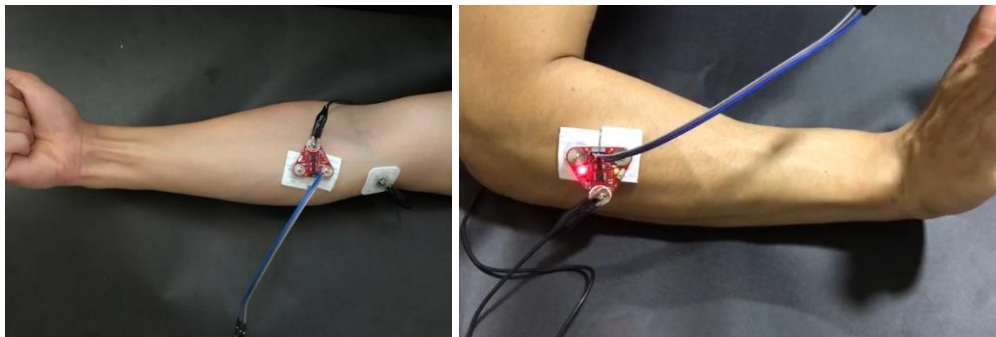


Nota. Myoware. Advancer Technologies LLC (2022). Recuperado 15 de mayo de 2023 de https://myoware.com/wp-content/uploads/2022/03/MyoWare_v2_AdvancedGuide-Updated.pdf

Se emplean dos sensores Myoware, se ubican los electrodos en la zona muscular de los músculos flexores y de los músculos extensores, captando las señales de las contracciones musculares para cada movimiento mediante unos electrodos adhesivos desechables.

Figura 44

Distribución y colocación de los electrodos en el antebrazo



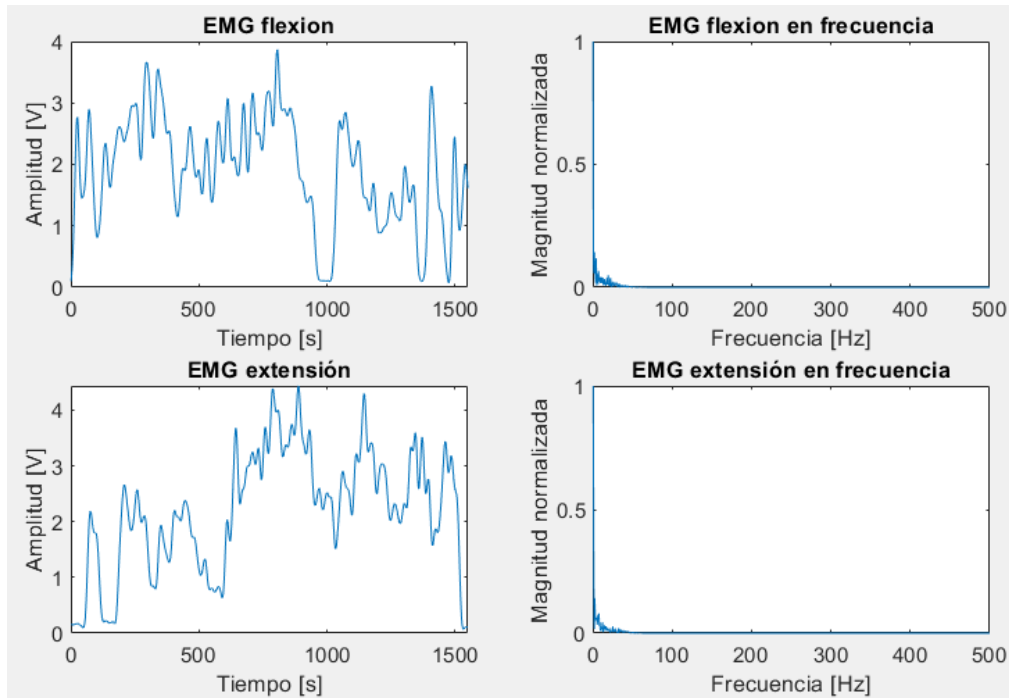
Nota. Colocación de los sensores musculares Myoware para el movimiento de flexión y extensión, respectivamente. Realizada por las autoras.

4.2.2 Adquisición de datos y procesamiento de la señal

Se adquieren las señales mioeléctricas digitales capturadas y acondicionadas por los sensores Myoware de la contracción muscular al realizar la flexión y extensión de la muñeca, mediante la IDE Arduino adquirida en tiempo real y se decide realizar un análisis espectral de la frecuencia, para comprobar que no exista alguna frecuencia que afecte la calidad de la señal, mediante la transformada de Fourier. La transformada de Fourier es una operación matemática para transformar señales del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, es decir, se toma la señal electromiográfica la cual representa como como una aproximación mediante una sumatoria de ondas seno o coseno de diferentes frecuencias y amplitudes.

Se obtiene el vector de datos de la señal para cada movimiento, y se lleva al entorno de Matlab donde se trabaja con la señal analógica. Para adquirir el vector de datos de la señal, se debe tener en cuenta la frecuencia de muestreo, de acuerdo con el Teorema de Nyquist debe ser igual o mayor que el doble de la frecuencia de la señal adquirida más alta, teniendo en cuenta que el sensor Myoware tiene un filtro con una banda de paso de 20 Hz a 498 Hz, se aproxima a 500Hz la frecuencia más alta por lo cual se realiza la toma de datos con una frecuencia de muestreo de 1000Hz.

Se aplica la Transformada Rápida de Fourier en Matlab, Apéndice J, y se obtiene la señal electromiográfica en el dominio de la frecuencia para cada movimiento, Figura 45. Se puede observar que el espectro de frecuencia es el mismo para las dos señales tomadas por los sensores Myoware y que no se encuentra ninguna frecuencia no deseada con una amplitud significativamente alta, por lo cual se considera que la señal se encuentra lista interpretar y realizar el código de control del servomotor.

Figura 45*Señales EMG en el dominio del tiempo*

Nota. Señal EMG en el dominio del tiempo y de la frecuencia para los movimientos de flexión y extensión. Realizado por las autoras.

4.2.3 Interpretación de la señal y control del servomotor

Una vez la señal se encuentra procesada, se interpreta para identificar los patrones de movimiento y generar un código de control del servomotor que responda a la señal EMG realizando la acción deseada por el usuario.

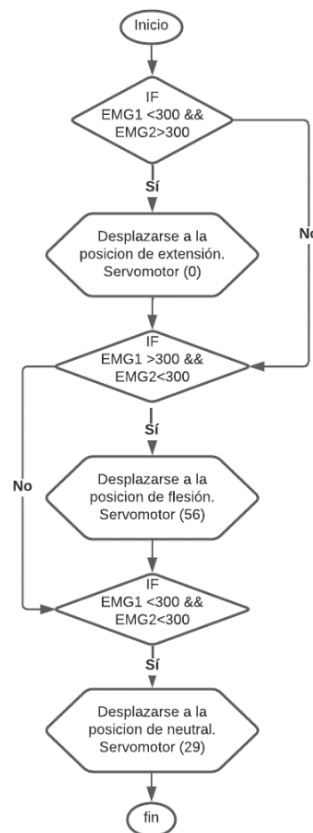
Se plantea un código en el cual el mecanismo va a lograr realizar 3 posiciones, posición neutral, posición de flexión y posición de extensión, cada una en una amplitud máxima. De acuerdo con el diseño mecánico la amplitud máxima para cada movimiento es de 50° , pero analizando la amplitud natural de la muñeca, la posición máxima para la flexión es notoriamente mayor a la de

extensión, por lo cual se decide realizar el código de tal forma que la flexión tenga una amplitud de 40°, mientras la extensión una de 30°.

Se observó que en el movimiento de flexión los sensores solo tomaban señales electromagnéticas del musculo flexor y de igual forma al encontrarse en la posición contraria es decir en extensión solo se recibían señales electromagnéticas del musculo extensor y en la posición neutra los sensores no mostraban toma de señal. Por lo tanto, se desarrolló un código de control condicional donde se cumplieran cada una de las restricciones planteadas, Apéndice K.

Figura 46

Diagrama de flujo de la programación



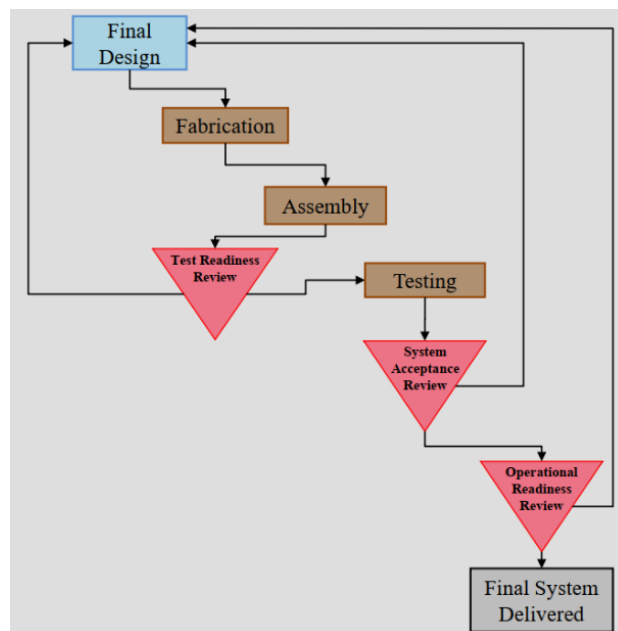
Nota. Realizado por las autoras.

5 Fabricación, ensamblaje y pruebas de funcionamiento

La última fase de la metodología implementada se refiere a la fabricación y ensamblaje del mecanismo de muñeca, realizando la integración del diseño mecánico y del sistema de control, para realizar finalmente las pruebas de funcionamiento del diseño final y confirmar el funcionamiento en conjunto del prototipo de acuerdo con los requerimientos del diseño, estableciendo los parámetros y costos finales del diseño.

Figura 47

Fabricación, ensamblaje y pruebas



Nota. Tomada de *NASA ESMD Capstone Design* (cap.01, p.23) por Gershenson, J., s.f. NASA.

5.1 Fabricación y ensamble de componentes

La fabricación de componentes del modelo se divide en dos fases, la impresión 3D de las piezas en PET-G y el mecanizado de las piezas de acero.

Figura 48*Ensamble del prototipo funcional*

Nota. Realizado por las autoras.

Las piezas de PET-G son componentes del modelo que soportan cargas y al ser un prototipo funcional se establece que la técnica de impresión del relleno tiene es con un patrón de líneas y debe ser totalmente maciza, es decir, una densidad de relleno de 100%, obteniendo así un diseño robusto y cumpliendo con la aplicabilidad final del diseño. Las condiciones de impresión involucradas se adquieren del software Ultimaker Cura para una calidad de impresión estándar, se define la técnica de relleno, la altura de la capa y la temperatura y velocidad de impresión, Apéndice L.

Las piezas de acero como la biela y la manivela se fabrican mediante corte por hilo debido a que la pieza de la manivela requiere un mecanizado preciso para su ajuste con el eje estriado del servomotor y se realizan a partir de una placa de acero inoxidable 304 con espesor de 1.5 mm. Estas piezas transmiten el movimiento mediante dos pines que se fabrican por medio del torneado de una barra de acero inoxidable 304 de ¼ de pulgada de diámetro. Mediante una soldadura por punto se sueldan los dos pines a la biela.

Los ejes de giro que se acoplan a la pieza de PET-G y se apoyan en los rodamientos, al igual que los pines del mecanismo biela-manivela, se fabrican en una barra de acero inoxidable 304 de ¼ de pulgada de diámetro mediante un torno.

Finalmente, al completar la fabricación de todas las piezas del mecanismo, se realiza el ensamble y la integración con el resto de las componentes, como el servomotor, el Arduino nano y los sensores musculares, para realizar las pruebas finales de funcionamiento.

5.2 Pruebas de funcionamiento

Con el prototipo ensamblado e integrado al sistema de control, se carga el código de control del servomotor al Arduino Nano y se realizan las pruebas de funcionamiento recibiendo las señales de los sensores.

Figura 49

Movimiento del mecanismo



Nota. Realizado por las autoras.

Se observa el movimiento en tres las tres posiciones establecidas, mostrando concordancia entre el movimiento realizado por el brazo y el movimiento realizado por el mecanismo, guiado por las respuestas mioeléctricas del brazo al tener respuesta de los músculos involucrados en cada una de las posiciones.

5.3 Estudio y análisis económico

Uno de los criterios de mayor importancia en el desarrollo del prototipado de la prótesis de muñeca fue el criterio de costos, por lo tanto, es importante un análisis de la inversión final para la construcción de la prótesis.

Tabla 6

Detalle costos de materiales y manufactura

CONCEPTO	COSTOS		VALOR	
	Efectivo	Especie		
Servomotor	\$37.400	-	\$37.400	
Arduino Nano	\$34.700	-	\$34.700	
Sensores	\$633.900	-	\$633.900	
Myoware				
COMPONENTES Y MATERIALES	Electrodos desechables	\$30.000	-	\$30.000
	Cableado (Jumpers)	\$4.000	-	\$4.000
	Rodamientos	\$8.000	-	\$8.000
	Acero AISI 304	\$12.000	-	\$12.000
MANUFACTURA	Mecanizado	-	\$90.000	\$90.000
	Impresión 3D	-	\$150.000	\$150.000
TOTAL		\$760.000	\$240.000	\$1.000.000

Nota. Realizado por las autoras.

Se realiza un análisis general de costos, teniendo también en cuenta otros conceptos como el recurso humano, bibliográfico y de diseño, Tabla 7.

Tabla 7*Costos del proyecto*

CONCEPTO		FUENTE				VALOR
		Recursos propios		UIS		
		Efectivo	Especie	Efectivo	Especie	
RECURSO HUMANO	Director	-	-	-	\$4.000.000	\$4.000.000
	Codirector	-	-	-	\$3.000.000	\$3.000.000
RECURSO HUMANO	Estudiante1	-	\$2.500.000	-	-	\$2.500.000
	Estudiante2	-	\$2.500.000	-	-	\$2.500.000
RECURSO BIBLIOGRÁFICO	Bases de datos	-	-	-	\$2.000.000	\$2.000.000
RECURSOS Y SOFTWARES	Diseño CAD	-	-	-	\$462.000	\$462.000
	Programar	-	-	-	\$228.000	\$227.000
MANUFACTURA	Materiales	\$760.000	-	-	-	\$780.000
	Manufactura	-	-	-	\$240.000	\$240.000
PAPELERÍA	Copias/útiles	\$20.000	-	-	-	\$20.000
TOTAL		\$780.000	\$5.000.000	-	\$9.930.000	\$15.710.000

Nota. Realizado por las autoras.

Conociendo que el desarrollo del producto final se logra al adaptar el mecanismo diseñado a una prótesis mioeléctrica de mano para una amputación transradial existente, se elimina la necesidad del uso de los sensores individuales y electrodos usados en las pruebas del prototipo, lo que equivale a \$663.900, ya que se adapta al sistema de control del conjunto. Es decir, teniendo en cuenta los costos de materiales y manufactura mostrados en la Tabla 6, el costo adicional para la implementación y el desarrollo de un mecanismo de muñeca a una prótesis mioeléctrica funcional se reduce en aproximadamente un 66%, pasando de \$1.000.000 a \$336.100.

6 Recomendaciones

El diseño realizado está planteado como un prototipo funcional probado en un entorno con condiciones similares a las que tendría en la realidad. Por esto, es necesario tener en cuenta algunas recomendaciones para el desarrollo del sistema real completo, teniendo en cuenta las limitaciones del diseño y del entorno de trabajo.

- El servomotor seleccionado cumple con los parámetros de operación necesarios para el desarrollo de un prototipo final, pero se recomienda realizar una nueva selección del componente por uno de mayor calidad que soporte un uso continuo.
- La interpretación y control del servomotor por medio de las señales electromiográficas debe analizarse para cada usuario debido a que puede presentarse una variación en amplitud de las señales. Además, se plantea la implementación de un control más refinado, específicamente un control PID, que permita la regulación automática para lograr un control de las respuestas electromiográficas más precisas, este código tomara la estructura general de las condiciones existentes y las adaptara para brindar un ajuste automático de precisión y tiempo en el control de las respuestas electromiográficas.
- El sistema de control se encuentra compuesto por dos sensores musculares Myoware, para la comodidad del usuario se recomienda integrar el sistema del control del mecanismo al sistema de control de la prótesis final.
- El prototipo funcional desarrollado no cuenta con una fuente de alimentación fija, facilitando la integración a la fuente de alimentación de la prótesis final, la cual se recomienda que sea una batería LiPo que suministre un voltaje de por lo menos 7.2 V.

7 Conclusiones

Durante la realización del proyecto se ha llegado a una serie de conclusiones que se exponen a continuación.

- Se ha seguido paso a paso la metodología de diseño ESMD Capstone Design evaluando y desarrollando cada uno de los pasos que este conlleva. Así, desarrollando un diseño con unos principios básicos caracterizado por la importancia de los requerimientos para el diseño como fueron los bajos costos, el dimensionamiento, su manufactura, su funcionamiento entre otros. Donde su cumplimiento logro el desarrollo de un diseño de prototipado que simula el movimiento de flexo-extensión de la muñeca muy similar al de una muñeca.
- Se ha desarrollado una serie de pruebas en los sensores para obtener un código capaz de transmitir unas respuestas mioeléctricas fuertes y así simular el movimiento de flexo-extensión cumpliendo con el objetivo de control propuesto.
- Los resultados obtenidos en el diseño y en el desarrollo del sistema control permitieron la construcción del prototipo funcional del mecanismo de muñeca para flexo-extensión muy similar al propuesto en el objetivo principal del proyecto.
- Los grados de amplitud del mecanismo se ven limitados por el rango de giro del servomotor seleccionado, teniendo como resultado una amplitud menor a lo esperado al iniciar el proyecto. Por lo cual, se recomienda el uso de un servomotor con un giro de 360° para futuros proyectos.

- El prototipo desarrollado cumple con los requerimientos funcionamiento planteados para el proyecto, pero debe ser adaptado de acuerdo con las características de dimensionamiento y sujeción para poder acoplarlo a la prótesis.

Referencias

- Archer, S. L., Dyck, A. D., Grant, R. H., Iverson, E. K., Jacobs, J. A., Kunz, S. R., Linder, J. R., & Sears, H. H. (2011). *Wrist device for use with a prosthetic limb* (U.S. Patent No.7,914,587B2). U.S. Patent and Trademark Office. <https://patents.google.com/patent/US7914587B2>
- Binda, J. R. (2018). *Multiple degrees of freedom wrist prostheses: Design of an electrically powered two DoF wrist prosthesis* [Tesis de maestría, Delft University of Technology]. TU Delft Repositories. <https://repository.tudelft.nl/islandora/object/uuid:53500b56-a52e-472b-827c-aba6a73ac85f/datastream/OBJ/>
- Bustamante, S. (2015). *Prótesis robótica de miembro superior contralada por medio de interfaces neuronales: el estado del arte y un diseño conceptual*. [Tesis de pregrado, Universidad Pontificia Bolivariana]. Repositorio Institucional- Universidad Pontificia Bolivariana. <https://repository.upb.edu.co/bitstream/handle/20.500.11912/2499/Pro%CC%81tesis%20robo%CC%81tica%20de%20miembro%20superior.pdf?sequence=1>
- Dange, S. V. (2017). *Design of a working model of an upper limb prosthesis: Wrist Mechanism* [Tesis de maestría, Rutgers School of Graduate Studies]. RUcore: Rutgers University Community Repository. <https://rucore.libraries.rutgers.edu/rutgers-lib/55414/PDF/1/play/>
- Dunbar, B. (01 de abril de 2021). *Technology Readiness Level*. NASA. https://www.nasa.gov/directorates/heo/scan/engineering/technology/technology_readiness_level

Duque, A. (09 de marzo de 2020). *Proceso de impresión 3D*. Gobierno de Canarias.

<https://www3.gobiernodecanarias.org/medusa/ecoescuela/3d/impresion-3d/proceso-de-impresion3d/#:~:text=Es%20un%20proceso%20que%20implica,del%20objeto%20en%20otres%20dimension/es.>

Gershenson, J. K. (n.d.). *NASA ESMD Capstone Design*. NASA.

Gonzalez, O., Gavino, G., Gonzalez, O., Guadalupe, J., Hernandez, M., & Lopez, A. (2022).

Análisis de Tensión y Desarrollo de una Gui en Matlab Aplicada a una Estructura de Exoesqueleto Mediante el Criterio Von Mises. *Revista Investigacion Operacional*, 43 (2), 278-294, 17. Retrieved from

<https://rev-inv-ope.pantheonsorbonne.fr/sites/default/files/inline-files/43222-11.pdf>

Guzmán-Muñoz, E., y Méndez-Rebolledo, G. (2018). Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación. *Salud Uninorte*, 34(3), 753–765. <https://doi.org/10.14482/sun.34.3.616.74>

Hussain, Z. & Azlan, N. Z. (2019). 3-D Dynamic Modeling and Validation of Human Arm for Torque Determination During Eating Activity Using Kane’s Method. *Iranian Journal of Science and Technology, Transactions of Mechanical Engineering*, 44(3), 661-694. <https://doi.org/10.1007/s40997-019-00299-8>

Kyber, P. J., Lemaire, E. D., Scheme, E., MacPhail, C., Goudreau, L., Bush, G., & Brookesshaw, M. (2011). Two-degree-of-freedom powered prosthetic wrist. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 48(6), 609–618. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2010.07.0137>

Loaiza, J. y Arzola, N. (2011). Evolución y tendencias en el desarrollo de prótesis de mano. *Dyna*, 78(169), 191-200. <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/32625>

- McGimpsey, G., & Bradford, T. C. (n. d). *Limb Prosthetics Services and Devices* [White paper]. National Institute of Standards and Technology (NIST). www.nist.gov/system/files/documents/2017/04/28/239_limb_prosthetics_services_devices.pdf
- Maldonado, M. (2020). *Diseño de un sistema protésico para pacientes con amputación del miembro superior que se desempeñan en contextos acuáticos, brindando una excelente terapia de tratamiento y recuperación*. [Tesis de pregrado, Pontificia Universidad Javeriana]. Repositorio Institucional-Pontificia Universidad Javeriana de Bogotá. <https://repository.javeriana.edu.co/handle/10554/49961>
- Minsalud. (2020, septiembre). Sala situacional de las personas con discapacidad. Ministerio de Salud y Protección Social. <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/MET/sala-situacional-discapacidad2019-2-vf.pdf>
- Myoware (n.d.). *Myoware 2.0: Muscle Sensor*. Myoware. Recuperado el 15 de Mayo de 2023 de <https://myoware.com/products/muscle-sensor/>
- NASA. (n.d.). *Technology Readiness Levels (TRLs)*. NASA ESTO: Earth Science Technology Office. <https://esto.nasa.gov/trl/#footerform>
- Norton, R. L. (2011). *Diseño de Máquinas. Un enfoque integrado*. Prentice Hall.
- Østlie, K., Franklin, R. J., Skjeldal, O. H., Skrondal, A., & Magnus, P. (2011). Musculoskeletal Pain and Overuse Syndromes in Adult Acquired Major Upper-Limb Amputees. *Arch Phys Med Rehabil*, 92(12), 1967-1973.e1. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.06.026>

Ottobock. (s.f.). *10S17 Electric wrist rotator*. Consultado el 24 de mayo de 2022.

<https://professionals.ottobock.com.au/Products/Prosthetics/Prosthetics-Upper-Limb/Adult-Terminal-Devices/10S17-Electric-wrist-rotator/p/10S17>

Parada, A. (1990). *Fatiga. Fisura progresiva*. Universidad Industrial de Santander.

Romo Romero, H., Realpe Chamorro, J., y Jojoa Gómez, P. (2007). *Análisis de señales emg superficiales y su aplicación en control de prótesis de mano*. Universidad Nacional de Colombia -Sede Medellín. <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/24106>

Roscher, P., Fritz, J. M., Kurapati, N., Daley, R., & Harris, G. F. (2016). Three-dimensional biomechanical model of wrist dynamics during activities of daily living. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 28(1–2), 1–11. <https://doi.org/10.1615/critrevphysrehabilmed.2016017356>

Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales* (1ra ed.). Asociart ART. <https://aaot.org.ar/wp-content/uploads/2019/12/Taboadela-Claudio-H-Goniometria-Eval-Incap-Laborales-2007.pdf>

Valenzuela-Villela, K. S.; Garcia-Casillas, P. E. y Chapa-Gonzales, C. Progreso de la Impresión 3D de Dispositivos Médicos. *Rev. mex. ing. bioméd* [online]. 2020, vol.41, n.1, pp.151-166. 2395-9126. <https://doi.org/10.17488/rmib.41.1.12>.

Apéndices

Apéndice A. Nivel de madurez tecnológica

TRL	Definición	Descripción sistema mecánico	Descripción sistema de control
1	Principios básicos observados e informados	Conocimiento científico acerca del movimiento de la muñeca generado que respalda los conceptos y las aplicaciones del diseño mecánico del mecanismo.	Se genera conocimiento científico que sustenta las propiedades básicas de la arquitectura del sistema de control
2	Formulación del concepto y/o aplicación de la tecnología	Comienza la invención, se identifica la aplicación práctica, no hay pruebas experimentales o análisis detallados disponibles para respaldar la aplicación del diseño.	Se identifica la aplicación práctica pero no hay pruebas experimentales o análisis detallados para respaldar la aplicación. Definición de propiedades básicas de algoritmos, representaciones y conceptos. Codificación de los principios básicos. Experimentos realizados con datos sintéticos.
3	Función crítica analítica y experimental de concepto	Se realizan estudios experimentales que sitúan la tecnología en un contexto adecuado. El modelado y las simulaciones validan la predicción analítica.	Desarrollo de funcionalidad limitada para validar propiedades críticas y predicciones utilizando componentes del sistema de control sin integrarlo al sistema mecánico.
4	Validación de componentes en un entorno de laboratorio	Se construye y opera componentes del mecanismo de muñeca de baja fidelidad para demostrar la funcionalidad básica y los entornos de prueba críticos. Se definen las predicciones de rendimiento asociadas con respecto al entorno operativo final.	Los componentes de software clave y funcionalmente críticos se integran y se validan funcionalmente para establecer la interoperabilidad y comenzar el desarrollo del control del mecanismo de muñeca. Se definen los entornos relevantes y el desempeño en estos.
5	Validación de componentes en un entorno relevante	Se construye y opera componentes del mecanismo de muñeca de fidelidad media para demostrar el rendimiento general en un entorno operativo simulado con elementos de apoyo realistas que demuestran el rendimiento general en áreas críticas. Se realizan predicciones de rendimiento para las fases de desarrollo posteriores.	Elementos de software implementados e interconectados con sistemas/simulaciones existentes que se ajustan al entorno de destino. Sistema de control probado en un entorno relevante, que cumple con el rendimiento previsto. Rendimiento del entorno operativo previsto. Prototipos de implementación desarrollados.
6	Modelo de sistema/subsistema o demostración de prototipo en un entorno relevante	Se construye y opera un prototipo del mecanismo de muñeca de alta fidelidad que aborda adecuadamente todos los problemas críticos en un entorno relevante para demostrar las operaciones en condiciones similares al uso real.	Integración del prototipo de control parcialmente con el sistema mecánico existente para demostrar el funcionamiento en problemas realistas. Factibilidad del diseño demostrada.
7	Demostración del prototipo del sistema en un entorno operativo	Una unidad de ingeniería de alta fidelidad que aborda adecuadamente todos los problemas de escala críticos se construye y opera en un entorno relevante para demostrar el rendimiento en el entorno operativo funcional.	Sistema de control desarrollado con todas las funciones clave disponibles para demostración y prueba. Bien integrado con el sistema mecánico demostrando la viabilidad operativa. Eliminación de la mayoría de los errores de control.
8	Sistema real completado y calificado para el uso mediante prueba y demostración	El mecanismo de muñeca en su configuración final se demuestra con éxito a través de pruebas en un entorno operativo y análisis para su integración a la prótesis.	Se ha realizado la programación y control del mecanismo integrándolo completamente con el sistema mecánico. Toda la documentación del usuario, la documentación de capacitación y la documentación de mantenimiento completadas. Toda la funcionalidad demostrada con éxito en escenarios operativos simulados. Verificación y Validación completadas.
9	Sistema real probado a través de operaciones de uso real exitosas	El mecanismo de muñeca se integra a la prótesis y se opera con éxito por el usuario final.	Se ha realizado minuciosamente la programación y control del mecanismo para el usuario de la prótesis y se ha integrado por completo con el sistema mecánico. El sistema se ha operado con éxito por el usuario.

Apéndice B. Procesamiento digital de videos

Función de binarización de imágenes en Matlab

```

%Binarización de una imagen en escala RGB

function[centroides]=deteccion_de_objetos(im_entrada)

%Entrada de video y extracción de un frame del video
% video=VideoReader('IMG_0117.MOV');
% f1=read(video,1);
% im_entrada=f1;

% imshow(im_entrada);

%Separación de la imagen de entrada en matrices de los 3 componentes de
%entrada
imR=double(im_entrada(:,:,1)); %Componente rojo
imG=double(im_entrada(:,:,2)); %Componente verde
imB=double(im_entrada(:,:,3)); %Componente azul

[N,M,Z]=size(im_entrada);
Y=ones(N,M);

%Umbrales de comparación imagen de entrada para obtener la imagen de salida
Tr1=130; %Umbral inferior rojo
Tr2=250; %Umbral superior rojo
Tg1=130; %Umbral inferior verde
Tg2=250; %Umbral superior verde
Tb1=130; %Umbral inferior azul
Tb2=250; %Umbral superior azul

%Comparación de la imagen de entrada en sus 3 componentes con los umbrales
for i=1:N
    for j=1:M
        if((imR(i,j)>Tr1 && imR(i,j)<Tr2) &&(imG(i,j)>Tg1 && imR(i,j)<Tg2)
&&(imB(i,j)>Tb1 && imB(i,j)<Tb2)) %Si está dentro de los umbrales
            Y(i,j)=1; %Pixel de la imagen de salida blanco
        else %Si no está dentro del umbral
            Y(i,j)=0; %Pixel de la imagen de salida negro
        end
    end
end
% imshow(Y) %Imagen de salida binarizada

%Eliminación de pixeles negros dentro de la región de interés
se=strel('disk',30);
imagen_cerrada=imclose(Y,se);

```

```

% figure
% imshow(imagen_cerrada)

%Eliminación de pixeles blancos alrededor de la región de interés
bw=bwareaopen(imagen_cerrada,70);
% figure
% imshow(bw)

%Obtención de los centroides de las regiones de interés
s=regionprops(bw,'centroid');
centroides=cat(1,s.Centroid);

end

```

Código binarización de imágenes de video y análisis cinematográfico

```

clc;clear;
close all

video_entrada=VideoReader('IMG_0138_DESTAPAR_FRASCO.MOV'); %Solo se cambia el
nombre del video al cual se le quiera hacer el análisis
N=video_entrada.NumFrames;
fps=video_entrada.FrameRate;

%Vectores que contienen a los centroides en coordenadas x y
Cx=[];
Cy=[];

%Obtención de los centroides de las ROI en cada frame del video
for i=1:N
    imagen=read(video_entrada,i); %Lectura de cada una de las imagenes
    C=deteccion_de_objetos(imagen); %Aplicación de la función de detección
de objetos, con la que se obtienen los centroides

    if(~isempty(C)) %Verificación que la variable C no esté
vacía
        C=round(C); %Redondeo de la variable para que el
pixel sea un número entero
        Cx=[Cx;C(:,1)]; %Coordenadas en x
        Cy=[Cy;C(:,2)]; %Coordenadas en y
    end
end

X=Cx;
Y=Cy;

Y=video_entrada.Height-Y; %Rectificación de Y
%plot(X,Y);
%grid on

```

```

%Coordenadas X-Y en pixeles de las ROI
X1=X(1:2:end-1);
X2=X(2:2:end);
Y1=Y(1:2:end-1);
Y2=Y(2:2:end);

%Conversión de pixeles a metros de las coordenadas
dreal=6.1/100;           %[m]           %Dimensión real entre las regiones de
interés(ROI)
FACTORC=dreal/sqrt((mean(X2,'all')-mean(X1,'all'))^2+(mean(Y2,'all')-
mean(Y1,'all'))^2); %Factor de conversión con pitágoras
X1=X1*FACTORC;
X2=X2*FACTORC;
Y1=Y1*FACTORC;
Y2=Y2*FACTORC;

% plot(X1,Y1,'m-',X2,Y2,'b-');           %Gráfica trayectoria ROI

%
%ANÁLISIS CINEMÁTICO
%
%Cálculo de los vectores de posición y velocidad relativa
PRx=X2-X1;
PRy=Y2-Y1;
PR=sqrt(PRx.^2+PRy.^2);           %Vector de posición relativa

dtiempo=1/fps;           %[seg]           %Tiempo transcurrido entre frames

VR=PR/dtiempo;           %Vector de velocidad relativa

%Radio de giro (r)
theta=atan(PRy./PRx);
thetag=theta*(180/pi);

r=abs(PRx./cos(thetag));

%Velocidad angular
omega=VR./r;

omegaprom=mean(omega,"all"); %[rad/s]           %Velocidad angular promedio
omegamax=max(omega);           %[rad/s]           %Velocidad angular máxima
omegamaxrpm=omegamax*(60/(2*pi));           %Velocidad angular máxima en RPM

%Torque
m=1;           %[kg]
g=9.81;           %[m/s^2]
F=abs((m*g).*cos(thetag)); %[N]
T=r.*F;

Tprom=mean(T,"all");           %[N*m]           %Torque promedio

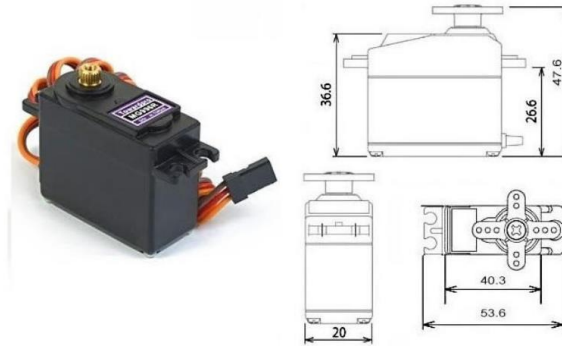
```

```
Tmax=max(T);           %[N*m]           %Torque máximo
%Potencia
Pot=T.*omega;
Potprom=mean(Pot, "all");  %[W]           %Potencia promedio
Potmax=max(Pot);         %[W]           %Potencia máxima
```

Apéndice C. Fichas técnicas

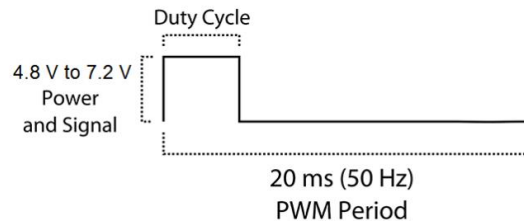
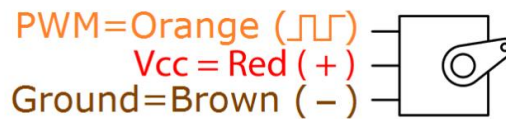
Servomotor MG996R

**MG996R High Torque
Metal Gear Dual Ball Bearing Servo**



Specifications

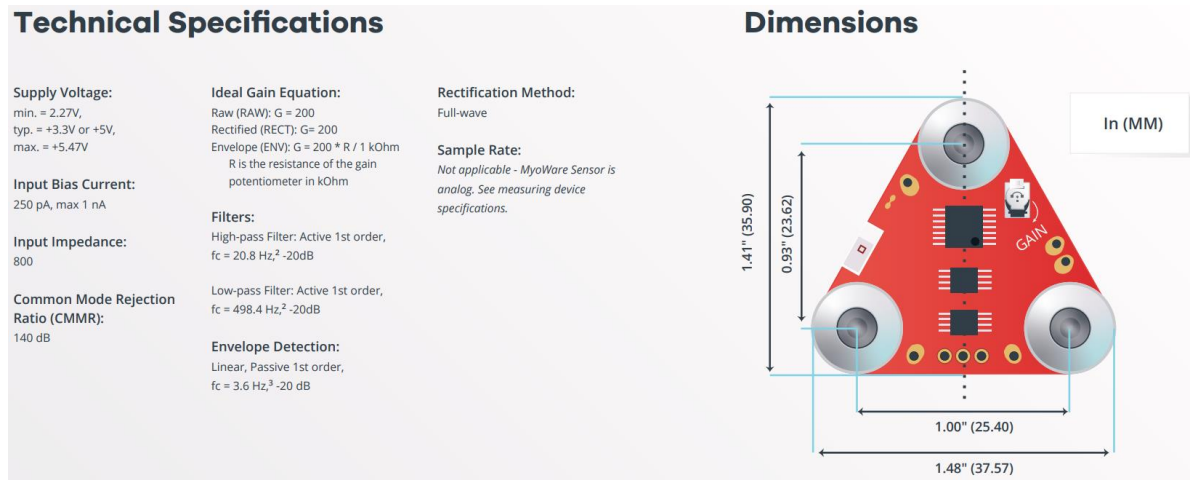
- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 9.4 kgf·cm (4.8 V), 11 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.17 s/60° (4.8 V), 0.14 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Running Current 500 mA – 900 mA (6V)
- Stall Current 2.5 A (6V)
- Dead band width: 5 μs
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C



Nota. MG996R-High Torque Metal Gear Dual Ball Bearing Servo (s.f.). [DataSheets]. Recuperado

24 de marzo de 2023 de <https://datasheetspdf.com/pdf-file/942981/ETC/MG996R/1>

Sensor muscular Myoware 2.0.4



Nota. Advanced Guide (2022). [Myoware]. Recuperado 24 de marzo de 2023 de https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/1/9/5/6/MyoWare_v2_AdvancedGuide-Updated.pdf

Tarjeta Nano Tipo C Compatible con Arduino

Nano Tipo C

ESPECIFICACIONES Y CARACTERÍSTICAS

- Microcontrolador: ATMEGA328P
- Conversor serial a USB: CH340
- Voltaje de operación: 5V
- Voltaje de entrada recomendado (Vin): 7V a 12V
- Pines Digitales I/O: 14 (de los cuales 6 son PWM)
- Salidas PWM: 6 (D3, D5, D6, D9, D10, D11)
- Entradas Analógicas: 8 (de A0 – A7)
- Corriente máxima por pin: 40mA (se recomienda 20 mA)
- Memoria Flash: 32 KB; de los cuales 2 KB son usados por el bootloader
- SRAM: 2 KB
- EEPROM: 1 KB
- Frecuencia de Trabajo: 16 MHz
- Comunicación: I2C, UART, SPI
- LED's indicadores color: rojo
- Dimensiones del PCB: 18x45 mm

Nota. Arduboard nano (2023). [Naylamp Mechatronics]. Recuperado 24 de marzo de 2023 de <https://naylampmechatronics.com/ardusystem-tarjetas/1046-arduboard-nano-ch340g-usb-c.html>

Rodamientos



624-2Z



Rodamiento rígido de bolas con sellos o placas de protección

Los rodamientos rígidos de una hilera de bolas con sellos o placas de protección son especialmente versátiles, tienen baja fricción y están optimizados para un bajo nivel de ruido y vibraciones, lo que permite alcanzar altas velocidades de giro. Soportan cargas radiales y axiales en ambos sentidos, son fáciles de montar y requieren menos mantenimiento que muchos otros tipos de rodamientos. El sellado integral puede prolongar significativamente la vida útil del rodamiento porque mantiene el lubricante en los rodamientos y los contaminantes fuera.

- El sellado integral prolonga la vida útil del rodamiento
- Diseño sencillo, versátil y robusto
- Baja fricción y capacidad de alta velocidad
- Soportan cargas radiales y axiales en ambos sentidos
- Requieren poco mantenimiento

Overview

Dimensiones

Díámetro interno	4 mm
Díámetro exterior	13 mm
Ancho	5 mm

Rendimiento

Capacidad de carga dinámica básica	0.936 kN
Capacidad de carga estática básica	0.29 kN
Velocidad de referencia	110 000 r/min
Velocidad límite	53 000 r/min

Propiedades

Ranuras de llenado	Sin
Cantidad de hileras	1
Elemento de fijación, aro exterior del rodamiento	Ninguna
Tipo de agujero	Cilíndrico
Jaula	Chapa metálica
Disposición ajustada	No
Juego radial interno	CN
Material, rodamiento	Acero para rodamientos
Recubrimiento	Sin
Sellado	Placa de protección en ambos lados
Tipo de sellado	Sin contacto

Nota. 624-2Z (s.f.). [SKF]. Recuperado 24 de marzo de 2023 de

<https://www.skf.com/co/products/rolling-bearings/ball-bearings/deep-groove-ball-bearings/productid-624-2Z>

Apéndice D. Propiedades materiales SolidWorks en la simulación

AISI 304

Propiedades de material
 No se pueden editar los materiales en la biblioteca predeterminada. Para editar un material, cópielo primero a una biblioteca personalizada.

Tipo de modelo: **Isotrópico elástico lineal** Guardar tipo de modelo en la bibli

Unidades: **SI - N/mm² (MPa)**

Categoría: **Acero**

Nombre: **AISI 304**

Criterio de fallos predeterminado: **Tensión de von Mises máx.**

Descripción:

Origen:

Sostenibilidad: **Definido**

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	190000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.29	N/D
Módulo cortante	75000	N/mm ²
Densidad de masa	8000	kg/m ³
Límite de tracción	517.017	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	206.807	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	1.8e-05	/K
Conductividad térmica	16	W/(m·K)
Calor específico	500	J/(kg·K)

ABS

Propiedades de material
 No se pueden editar los materiales en la biblioteca predeterminada. Para editar un material, cópielo primero a una biblioteca personalizada.

Tipo de modelo: **Isotrópico elástico lineal** Guardar tipo de modelo en la

Unidades: **SI - N/mm² (MPa)**

Categoría: **Plásticos**

Nombre: **ABS**

Criterio de fallos predeterminado: **Desconocido**

Descripción:

Origen:

Sostenibilidad: **Definido**

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	2000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.394	N/D
Módulo cortante	318.9	N/mm ²
Densidad de masa	1020	kg/m ³
Límite de tracción	30	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico		N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica	0.2256	W/(m·K)
Calor específico	1386	J/(kg·K)

PETG

Propiedades de material
 No se pueden editar los materiales en la biblioteca predeterminada. Para editar un material, cópielo primero a una biblioteca personalizada.

Tipo de modelo: Guardar tipo de modelo en la biblioteca

Unidades:

Categoría:

Nombre:

Criterio de fallos predeterminado:


Descripción:

Origen:

Sostenibilidad:

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	2020	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.37	N/D
Módulo cortante	318.9	N/mm ²
Densidad de masa	2171.85	kg/m ³
Límite de tracción	50	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	68.94	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	6.8e-05	/K
Conductividad térmica	0.2	W/(m·K)
Calor específico	1350	J/(kg·K)

Apéndice E. Propiedades Acero inoxidable ANSI 304**304 Stainless Steel**

Physical Properties	Metric	English
Density	8.00 g/cc	0.289 lb/in ³
Mechanical Properties	Metric	English
Hardness, Brinell	123	123
Hardness, Knoop	138	138
Hardness, Rockwell B	70	70
Hardness, Vickers	129	129
Tensile Strength, Ultimate	505 MPa	73200 psi
Tensile Strength, Yield	215 MPa @Strain 0.200 %	31200 psi @Strain 0.200 %
Elongation at Break	70 %	70 %
Modulus of Elasticity	193 GPa	28000 ksi
Poissons Ratio	0.29	0.29
Shear Modulus	77.0 GPa	11200 ksi
Izod Impact 	150 J @Temperature -195 °C	111 ft-lb @Temperature -319 °F
	150 J @Temperature 21.0 °C	111 ft-lb @Temperature 69.8 °F
Charpy Impact	325 J	240 ft-lb

Nota. 304 Stainless Steel (s.f.). [MatWeb]. Recuperado el 30 de marzo de 2023 de

<https://www.matweb.com/index.aspx>

Apéndice F. Cálculos eje EES

Ecuaciones

Método ASME: El procedimiento ASME supone que la carga es de ciclo de flexión invertida, la componente media de la flexión es igual a cero, y el torque es constante, componente del torque alternante igual a cero.

$$d = \left\{ \frac{32N_f}{\pi} \left[\left(K_f \frac{M_a}{S_f} \right)^2 + \frac{3}{4} \left(k_{fsm} \frac{T_m}{S_y} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \right\}^{\frac{1}{3}} \quad \text{Cálculo del diámetro } d \text{ del eje}$$

$$S_y = 215 \text{ [MPa]}$$

$$S_{ut} = 505 \text{ [MPa]}$$

$$S_{fn} = 0,9 S_{ut} \quad \text{Resistencia a la fatiga teórica para } 10^3 \text{ ciclos}$$

Factores de corrección para la resistencia a la fatiga teórica o al límite de resistencia a la fatiga

$$S_f = C_{carga} \cdot C_{tamaño} \cdot C_{superficie} \cdot C_{temperatura} \cdot C_{confiabilidad} \cdot C_{miscelaneo} \cdot S_{fn} \quad \text{Resistencia a la fatiga corregida}$$

$$C_{carga} = 0,57 \quad \text{Factor de carga es 1 para flexión}$$

$$C_{tamaño} = \quad \text{Factor de tamaño es 1 para } d < 8\text{mm}$$

$$C_{superficie} = 0,812 \quad \text{Factor de superficie para acabados en Aceros con } S_{ut} = 73,2\text{ksi y maquinado}$$

$$C_{temperatura} = 1 \quad \text{Factor de temperatura es 1 para } T < 450^\circ\text{C}$$

$$C_{confiabilidad} = 1 \quad \text{Factor de confiabilidad es 1 para una confiabilidad del 50% ya que es un prototipo}$$

$$C_{miscelaneo} = 1,2 \quad \text{Factor miscelaneo para un torneado}$$

$$k_{fsm} = 1 \quad \text{El estándar ASME asume la concentración de esfuerzos para el esfuerzo medio igual a 1}$$

$$d = 5,4 \quad \text{Se asume un diámetro y se hace un proceso iterativo teniendo en cuenta el factor de seguridad}$$

Análisis punto C

$$M_a = M_r$$

$$M_r = \sqrt{M_{xy}^2 + M_{xz}^2}$$

$$M_{xy} = 2145,8503 \text{ [N - mm]}$$

$$M_{xz} = 230,0288 \text{ [N - mm]}$$

$$T_m = 1100 \text{ [N - mm]}$$

$$k_f = 1 \quad \text{Factor de concentrador de esfuerzos}$$

Análisis punto 3

$$M_a = M_r$$

$$M_r = \sqrt{M_{xy}^2 + M_{xz}^2}$$

$$M_{xy} = 834,1159 \text{ [N - mm]}$$

$$M_{xz} = 21,9068 \text{ [N - mm]}$$

$$T_m = 0 \text{ [N - mm]}$$

$$k_f = 1 + q \cdot [k_t - 1] \quad \text{Factor de concentrador de esfuerzos}$$

$$q = 0,5$$

$$k_t = 1,4$$

Resultados punto C

SOLUTION

Unit Settings: SI C kPa kJ mass deg

Ccarga = 0,57

Csup = 0,812

d = 5,4 [mm]

Ma = 2158 [N-mm]

Mxz = 230 [N-mm]

Sfn = 454,5 [MPa]

Tm = 1100

Cconfiabilidad = 1

Ctamaño = 1

kf = 1

Mr = 2158 [N-mm]

Nf = 1,605

Sut = 505 [MPa]

Cmiscelaneo = 1,2

Ctemperatura = 1

kfsm = 1

Mxy = 2146 [N-mm]

Sf = 252,4 [MPa]

Sy = 215 [MPa]

Resultados punto 3

Unit Settings: SI C kPa kJ mass deg

Ccarga = 0,57

Csup = 0,812

d = 4 [mm]

kt = 1,4

Mxy = 834,1 [N-mm]

q = 0,5

Sut = 505 [MPa]

Cconfiabilidad = 1

Ctamaño = 1

kf = 1,2

Ma = 834,4 [N-mm]

Mxz = 21,91 [N-mm]

Sf = 252,4 [MPa]

Sy = 215 [MPa]

Cmiscelaneo = 1,2

Ctemperatura = 1

kfsm = 1

Mr = 834,4 [N-mm]

Nf = 1,584

Sfn = 454,5 [MPa]

Tm = 0

Apéndice G. Propiedades de simulación

Mallado del modelo 1.

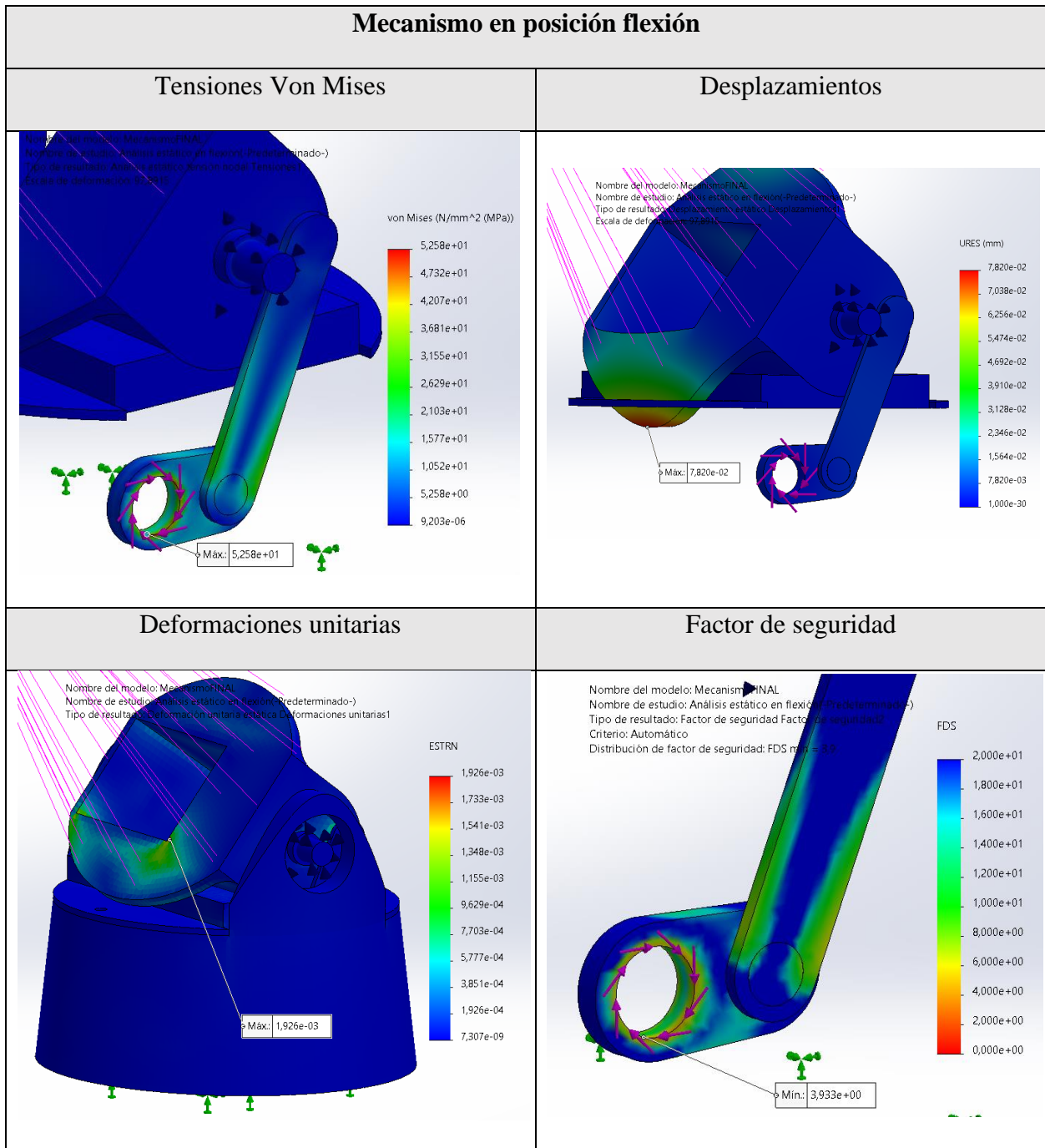
Nombre de estudio	Análisis estático 1 (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla estándar
Transición automática	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla	Desactivar
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño de elemento	1 mm
Tolerancia	0,05 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	777990
Número total de elementos	526509
Cociente máximo de aspecto	13,615
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	99,8
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0,00133
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Número de elementos distorsionados	0
Mallar de nuevo las piezas fallidas de forma independiente	Desactivar
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:31
Nombre de computadora	

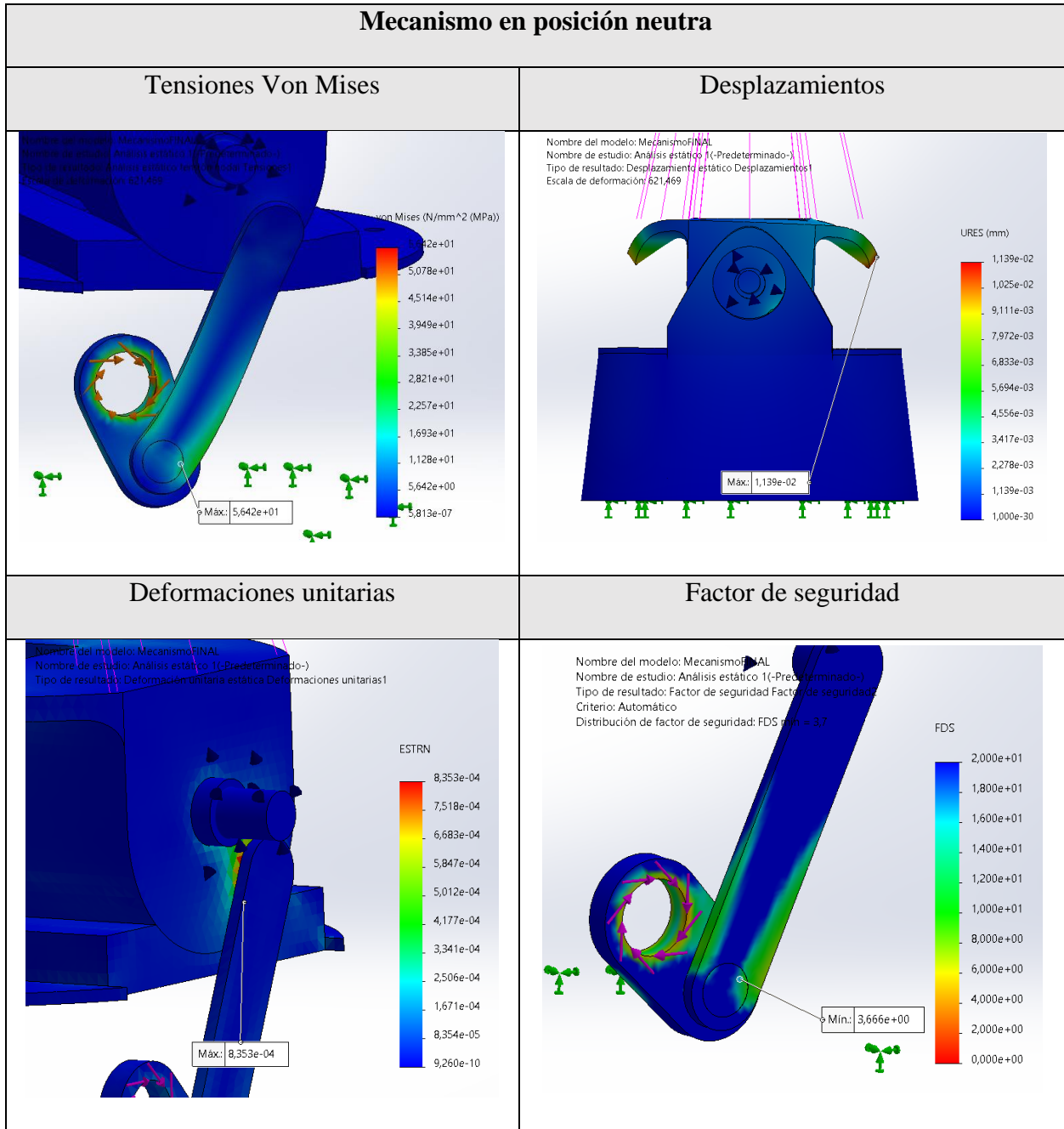
Mallado del modelo Optimizado

Nombre de estudio	Análisis estático 2 (-Predeterminado-)
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado	Malla estándar
Transición automática	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla	Desactivar
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Tamaño de elemento	1 mm
Tolerancia	0,05 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número total de nodos	819345
Número total de elementos	546645
Cociente máximo de aspecto	36,843
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	99,7
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0,00732
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Número de elementos distorsionados	0
Mallar de nuevo las piezas fallidas de forma independiente	Desactivar
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss)	00:00:51
Nombre de computadora	ASUSCAROLINA

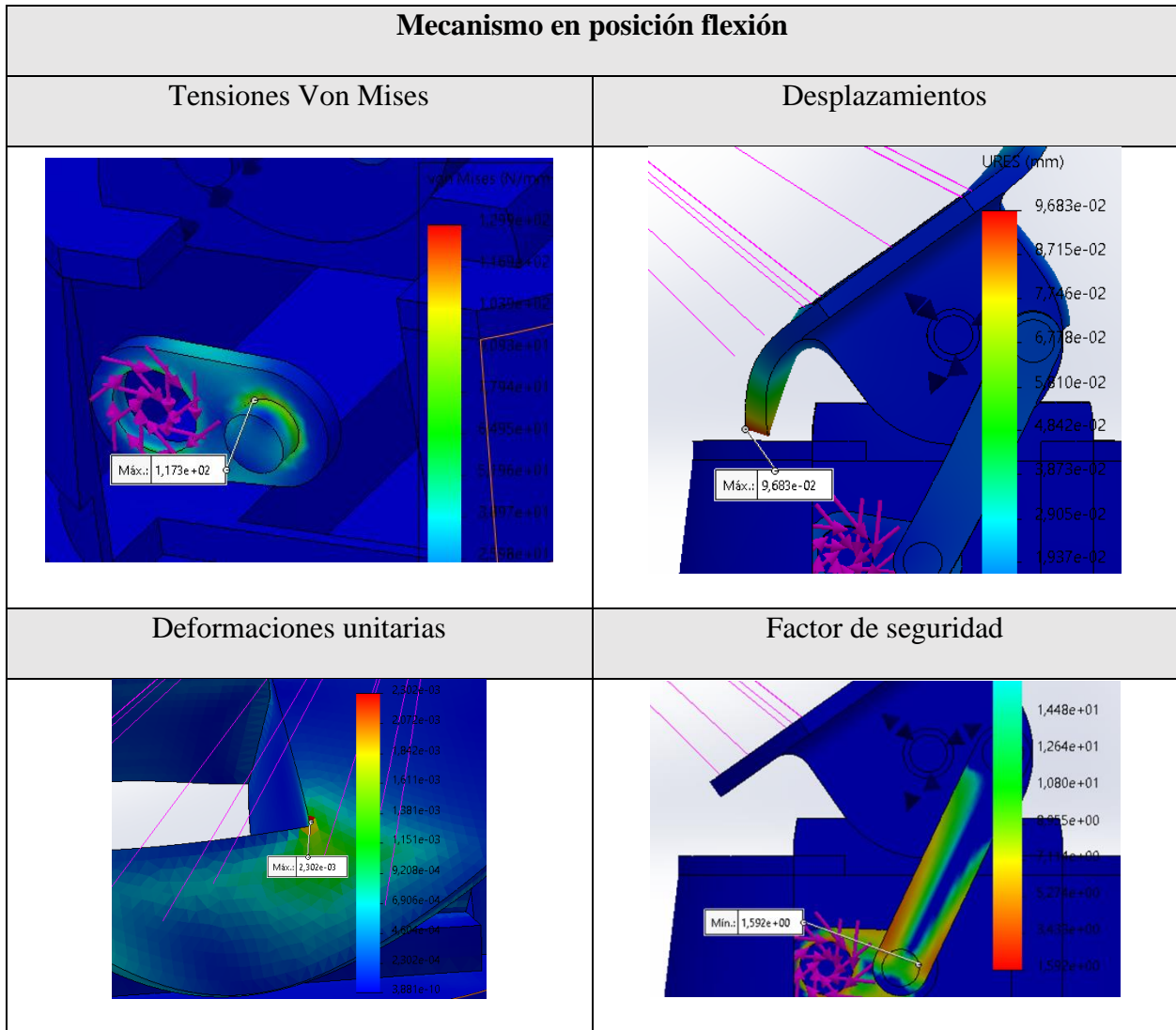
Apéndice H. Simulación por Elementos Finitos

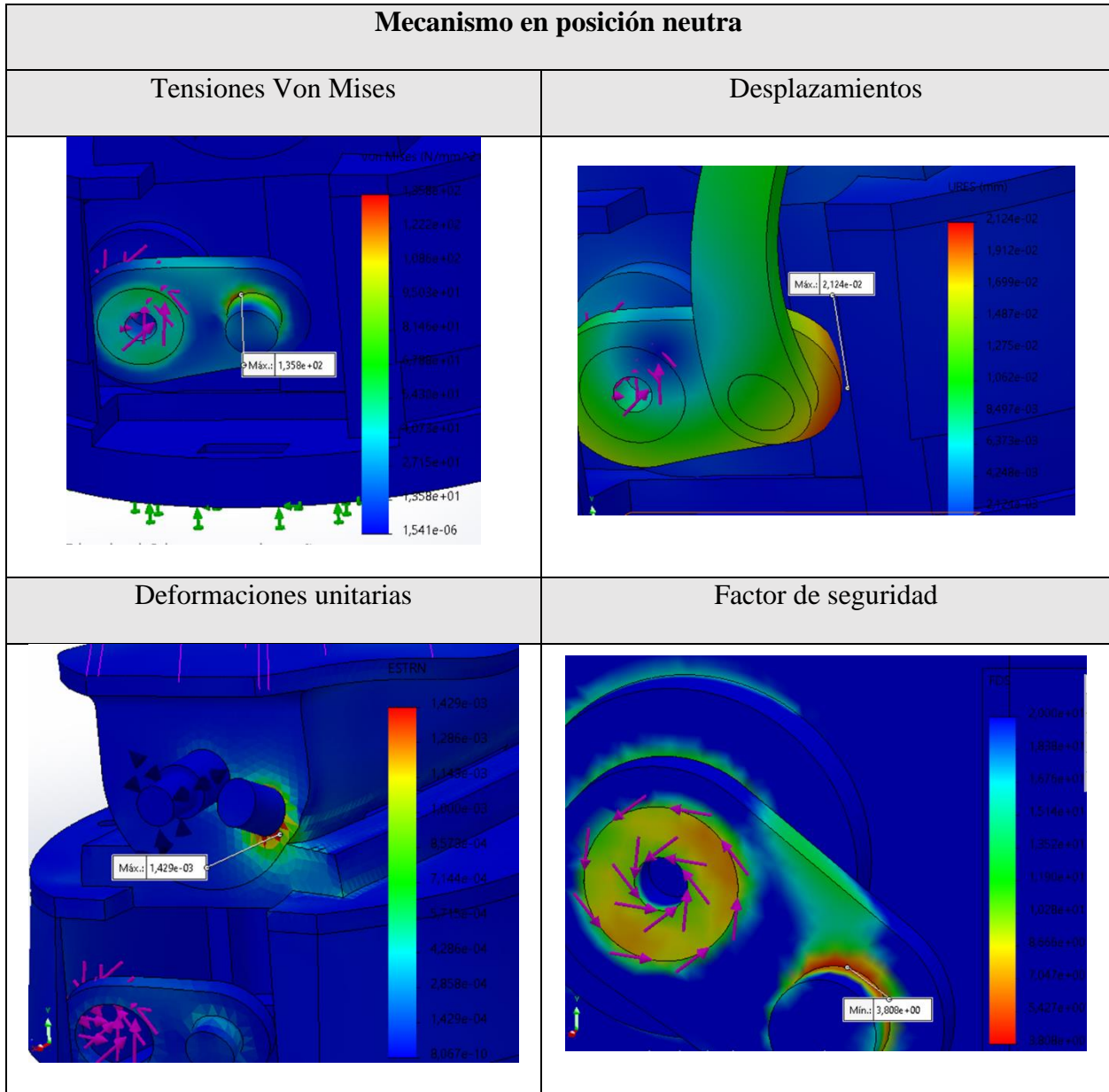
Modelo 1.





Modelo optimizado.





Apéndice I. Análisis de Modo y Efecto de Falla

Análisis de Modo y Efecto de Falla (AMEF)									
Requerimiento	Modos de falla	Efectos de falla	Severidad (S)	Causas de falla	Probabilidad de ocurrencia (O)	Controles de proceso de detección	Detección (D)	Número de prioridad de riesgo (NPR)	Acciones correctivas
Funcionalidad	Falla del sistema de transmisión de movimiento: Biela-manivela	- Mal desempeño del movimiento requerido - Inadecuada cinemática del movimiento transmitido	8	- Mal ajuste de las piezas en el ensamblado - Deformación o rotura de los componentes - Dimensionamiento erróneo de las piezas	1	- Análisis de diseño de mecanismo de transmisión de movimiento - Estudio y comparación de materiales	1	8	- Selección de materiales por medio de una matriz de Pugh
	Falla del servomotor	- Mal desempeño del movimiento requerido	7	- Mala selección del servomotor de acuerdo a las cargas y torques a los que está sometido. - Uso inadecuado por parte del usuario al no atender recomendaciones de uso y someterlo a cargas que excedan la capacidad - Falla eléctrica y problemas de conexiones - Programación incorrecta del control del servomotor	6	- Análisis de los parámetros de diseño mediante la matriz de Pugh - Observación y análisis de los parámetros del diseño	4	168	- Generación de guía de uso para el usuario, aclarando la capacidad del mecanismo
Confiabilidad	Vibraciones y ruidos	- Desgaste acelerado de las partes mecánicas de la prótesis, lo que puede reducir la vida útil de la prótesis y aumentar la necesidad de reparaciones o reemplazos.	3	- Ajuste inadecuado en la fijación del mecanismo - Desgaste o daño de componentes - Falla del servomotor - Problemas de control por parte del usuario	4	- Identificación de las normas de ajustes y tolerancias en el diseño - Análisis de los parámetros de diseño mediante la matriz de Pugh	3	36	- Uso adecuado de normas e información referente al diseño - Generación de guía de uso para el usuario, aclarando la capacidad del mecanismo
	Parada del funcionamiento del equipo	- Falla en la conexión del dispositivo o mecanismo de muñeca con la mano protésica	10	- Mala selección y análisis de los componentes de fijación - Características de tolerancias de ajustes inadecuadas - Montaje inadecuado de las piezas	1	- Análisis y control de los procesos de diseño	1	10	- Selección de componentes de fijación - Especificación del ensamble en los planos de construcción
Mantenibilidad	Complejidad del diseño	- Difícil acceso para realizar reparaciones o reemplazos de piezas cuando sea necesario	2	- Geometrías de diseño complicado	2	- Análisis del diseño de acuerdo a las medidas del usuario	1	4	- Optimización de la geometría de diseño que sea de montaje/desmontaje sencillo
Vida útil	Falla estructural	- Deformación o rotura de los componentes - Piezas innecesarias	8	- Diseño erróneo de las geometrías de los componentes. - Análisis de esfuerzos por cargas y torques máximos ineficiente - Mala selección de los materiales	5	- Análisis por elementos finitos (CAE)	2	80	- Optimización de la geometría de diseño del diseño según las cargas y esfuerzos a los que está sometido de acuerdo a los material seleccionado

DISEÑO Y CONTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE MUÑECA 107

Costos	Costos elevados	- Costos de producción elevados - Dificultad en la adquisición y venta del producto en el mercado actual	3	- Sobredimensionamiento de las piezas. - Mala optimización del diseño de las geometrías de los componentes. - Selección de material con propiedades superiores a las requeridas	5	- Análisis por elementos finitos (CAE)	1	15	- Optimización de la geometría de diseño del diseño según las cargas y esfuerzos a los que está sometido de acuerdo a los material seleccionado
Manufactura	Proceso de manufactura fallido	- Elevación costos de producción - Producción de piezas defectuosas	4	- Geometrías con manufactura compleja - Planos de construcción con información insuficiente - Ensamblaje de las piezas inadecuado	6	- Identificación y análisis de los procesos de manufactura adecuados	3	72	- Selección de los procesos de manufactura adecuados según la geometría y los materiales seleccionados - Generación de planos de construcción siguiendo la norma
Dimensiones y acabados	Defectos superficiales	- Reducción de la durabilidad y funcionalidad de la prótesis	3	- Selección inadecuada del proceso de manufactura - Falta de tratamientos térmicos a las piezas necesarias	4	- Identificación y análisis de los procesos de manufactura adecuados	3	36	- Optimización del diseño de acuerdo a la anatomía del cuerpo humano -Garantizar el óptimo diseño de los elementos del mecanismo
	Peso elevado	- Incomodidad del usuario al usar la prótesis - Dolores musculares del usuario	6	- Sobredimensionamiento de las piezas - Mala selección de los materiales	3	- Análisis del diseño de acuerdo a las medidas antropométricas del usuario - Análisis por elementos finitos (CAE)	1	18	- Optimización del diseño de acuerdo a la anatomía del cuerpo humano -Garantizar el óptimo diseño de los elementos del mecanismo
Materiales resistentes y de alta calidad	Propiedades mecánicas de los materiales	- Deformación o rotura de componentes	7	- Análisis de esfuerzos por cargas y torques máximos ineficiente - Materiales de baja calidad - Selección de Materiales que no cumplen con las propiedades requeridas para el soporte de las cargas.	4	- Estudio y comparación de materiales - Análisis por elementos finitos (CAE)	1	28	- Selección de materiales por medio de una matriz de Pugh - Optimización del diseño según las cargas y esfuerzos a los que está sometido de acuerdo a los material seleccionado
Apariencia	Prótesis con diseño antiestético	- Prótesis con gran tamaño	2	- Falta de las medidas antropométricas del usuario - Diseño no adaptado a la anatomía del usuario	1	- Análisis del diseño de acuerdo a las medidas antropométricas del usuario	1	2	- Optimización del diseño de acuerdo a la anatomía del cuerpo humano

Apéndice J. Código análisis espectral

```

clear; close; clc;
%Carga señales
load ('flexion.txt');
EMG_flexion=importdata("flexion.txt");
EMG_flexion=transpose(EMG_flexion);
load ('extension.txt');
EMG_extension=importdata("extension.txt");
EMG_extension=transpose(EMG_extension);

%Vector tiempo
fs=1000; %Frecuencia de muestreo [Hz] //Por cada segundo se toman 1000 muestras de
la señal
Ts=1/fs; %Periodo de muestreo[s] //Cada periodo de muestreo se toma una muestra o
distancia entre muestras
N=length(flexion);
vect=(1:1:N);
t=vect*Ts;

%Graficar EMG en el Dominio del tiempo-----
subplot(2,2,1);
plot(EMG_flexion)
xlim([0 1550])
xlabel('Tiempo [s]')
ylabel('Amplitud [V]')
title('EMG flexion')

%Graficar EMG en el Dominio de la frecuencia-----
F_f=fft(EMG_flexion);
F_f=abs(F_f);
F_f=F_f(1:ceil(end/2));
F_f=F_f/max(F_f);
L_f=length(F_f);
f_f=(1:1:L_f)*((fs/2)/L_f);

subplot(2,2,2);
plot(f_f,F_f)
xlim([0 500])
xlabel('Frecuencia [Hz]')
ylabel('Magnitud normalizada')
title('EMG flexion en frecuencia')

%Graficar EMG en el Dominio del tiempo-----
subplot(2,2,3);
plot(EMG_extension)
xlim([0 1550])
xlabel('Tiempo [s]')
ylabel('Amplitud [V]')
title('EMG extensión')

```

```
%Graficar EMG en el Dominio de la frecuencia-----  
F_e=fft(EMG_extension);  
F_e=abs(F_e);  
F_e=F_e(1:ceil(end/2));  
F_e=F_e/max(F_e);  
L_e=length(F_e);  
f_e=(1:1:L_e)*((fs/2)/L_e);  
  
subplot(2,2,4);  
plot(f_e,F_e)  
xlim([0 500])  
xlabel('Frecuencia [Hz]')  
ylabel('Magnitud normalizada')  
title('EMG extensión en frecuencia')
```

Apéndice K. Código de control del servomotor

```

// Programa de Control

// Incluimos la librería para poder controlar el servo
#include <Servo.h>
//Declaramos las variables de entrada
int EMG1=0;
int EMG2=0;
// Declaramos la variable para controlar el servo
Servo servoMotor;

void setup() {
  // Iniciamos el monitor serie para mostrar el resultado
  Serial.begin(9600);

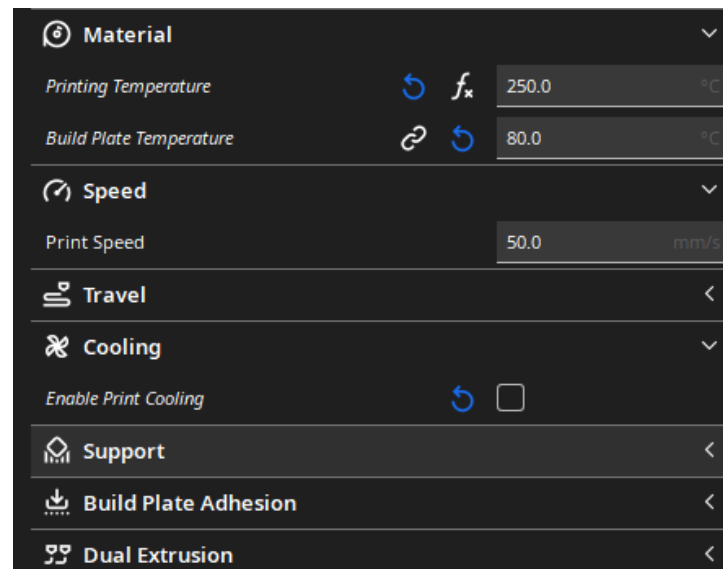
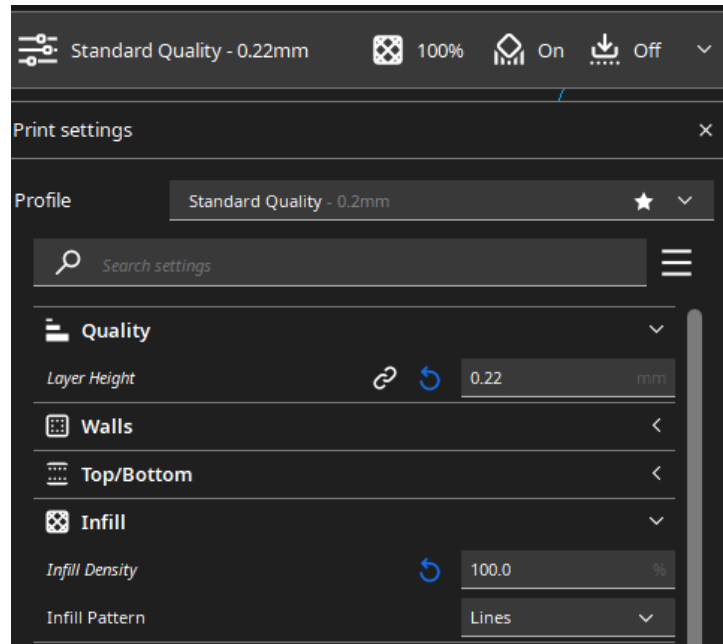
  // Iniciamos el servo para que empiece a trabajar con el pin 9
  servoMotor.attach(9);
}

void loop() {
  // Se realiza la lectura de los sensores que se van a usar
  int EMG1=analogRead(A0);
  int EMG2=analogRead(A1);

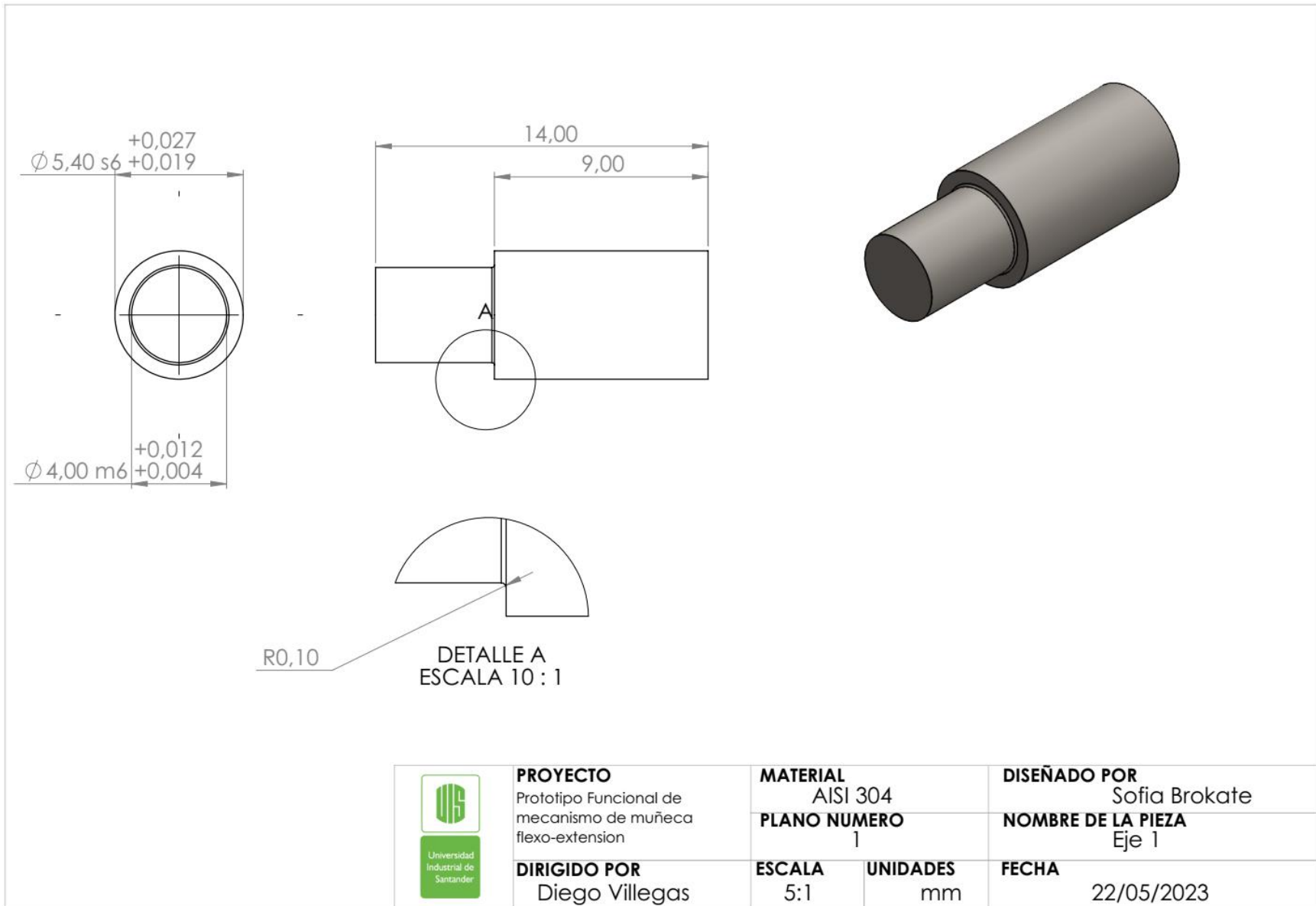
  // Establecemos las condiciones
  if (EMG1 < 300 && EMG2 > 300){
    servoMotor.write(0); // Desplazamos a la posición de Extensión
  }
  else if (EMG1 > 300 && EMG2 < 300){
    servoMotor.write(68); // Desplazamos a la posición de Flexión
  }
  else {
    servoMotor.write(29); // Desplazamos a la posición Neutral
  }
  delay(1000);
}

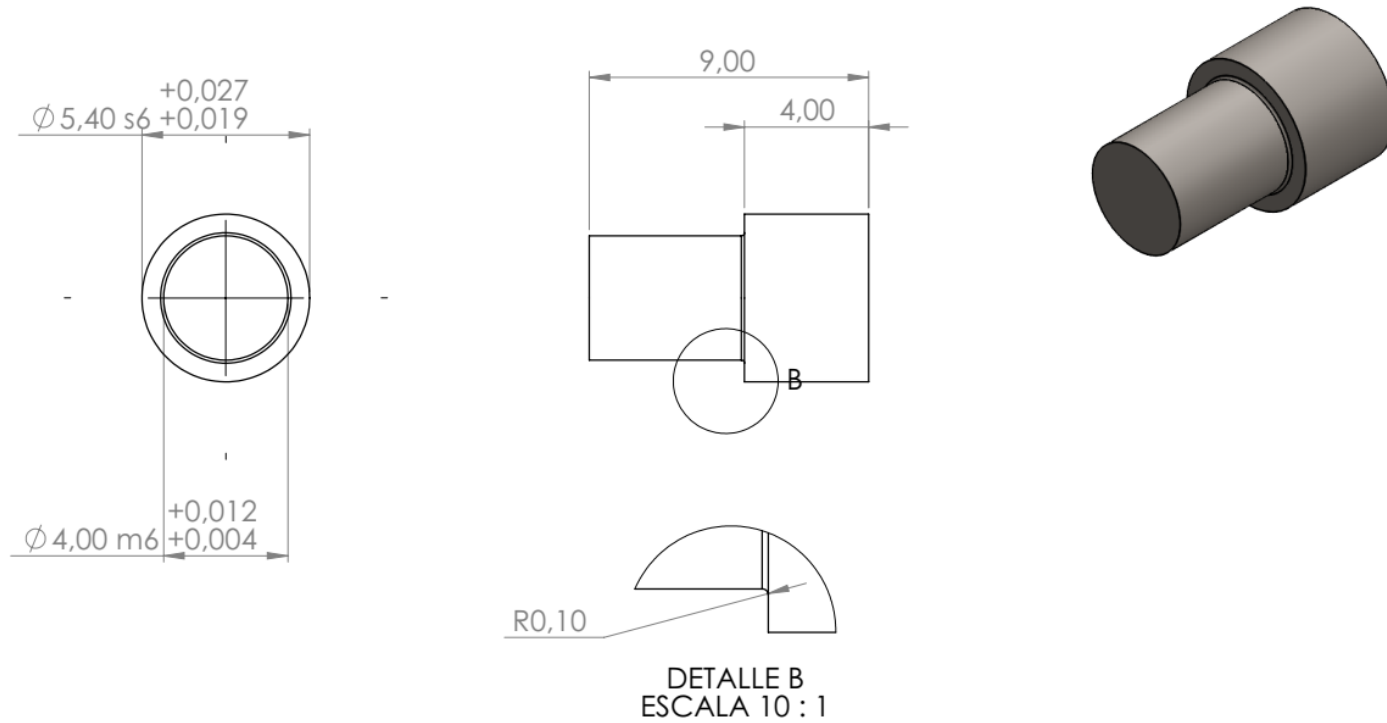
```


Apéndice L. Propiedades y especificaciones de la impresión 3D

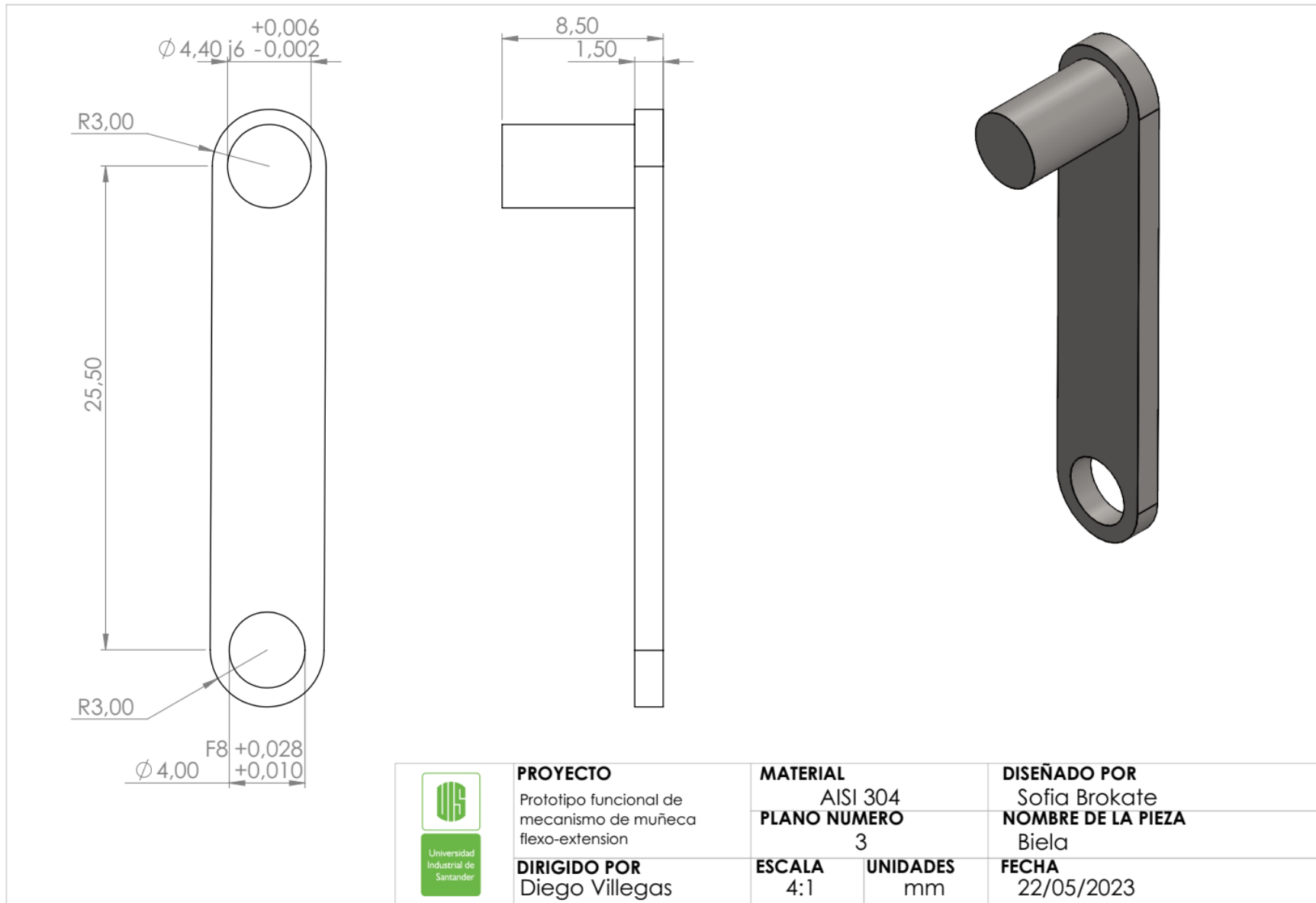


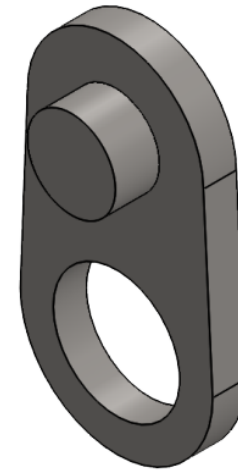
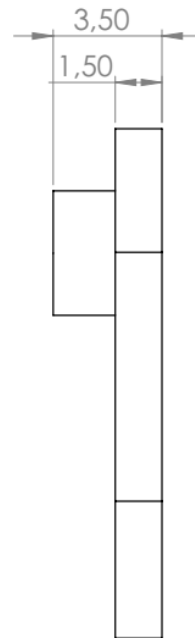
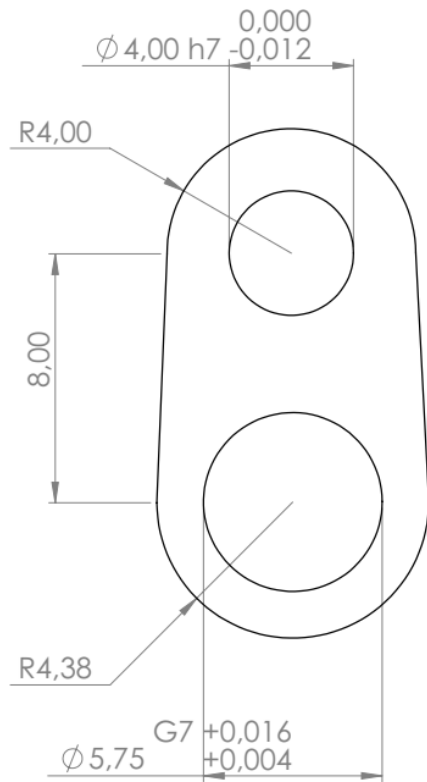
Apéndice M. Planos detallados





 <p>Universidad Industrial de Santander</p>	PROYECTO	MATERIAL	DISEÑADO POR	
	Prototipo Funcional de mecanismo de muñeca flexo-extension	AISI 304	Sofia Brokate	
	DIRIGIDO POR	PLANO NUMERO	NOMBRE DE LA PIEZA	
	Diego Villegas	2	Eje 2	
	ESCALA	UNIDADES	FECHA	
	5:1	mm	22/05/2023	





PROYECTO
Prototipo funcional de mecanismo de muñeca flexo-extension

DIRIGIDO POR
Diego Villegas

MATERIAL
AISI 304

PLANO NUMERO
4

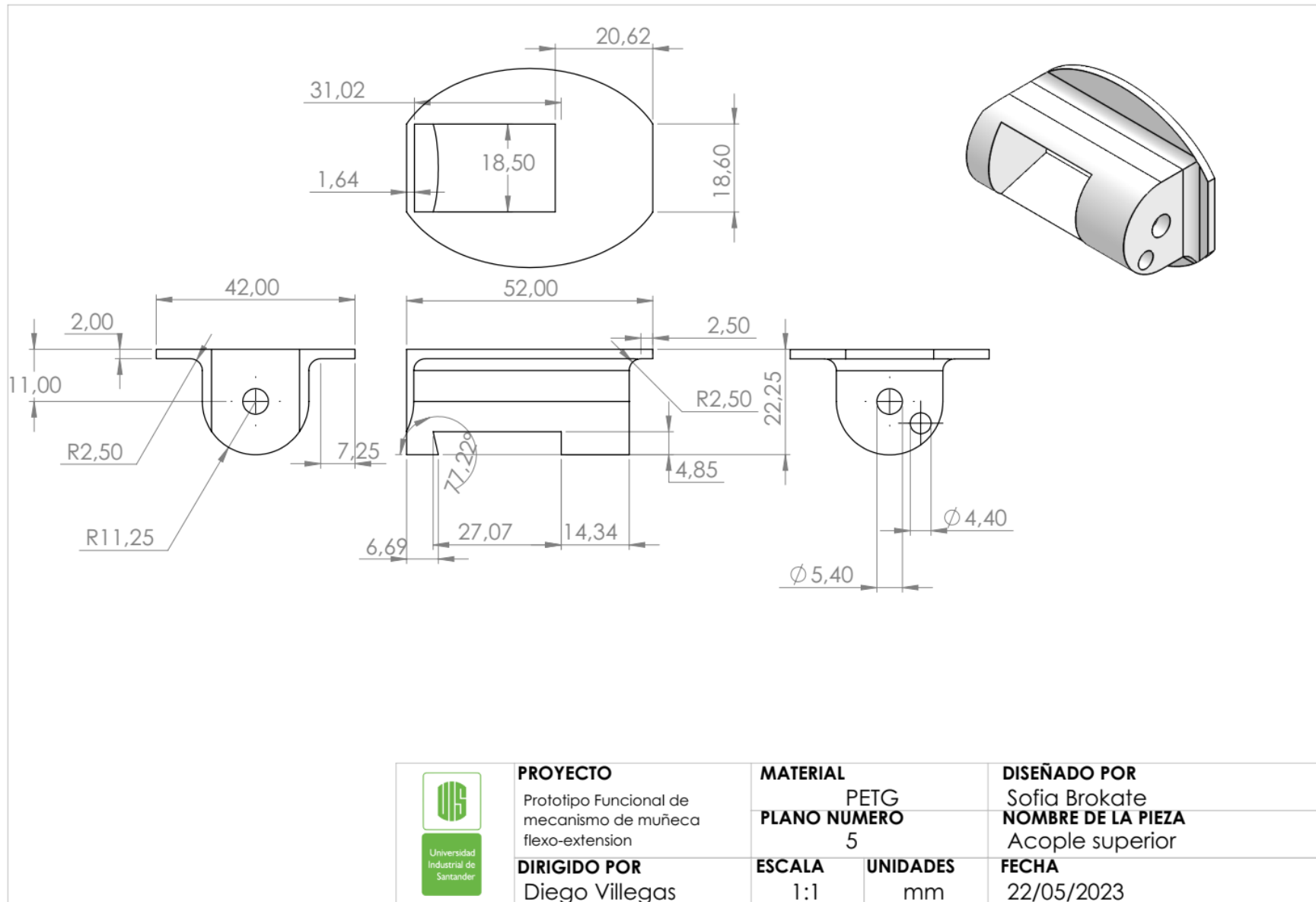
ESCALA
5:1

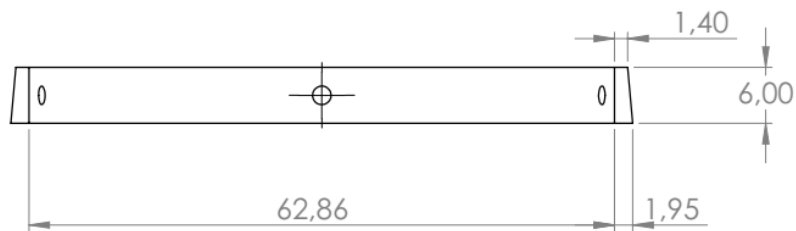
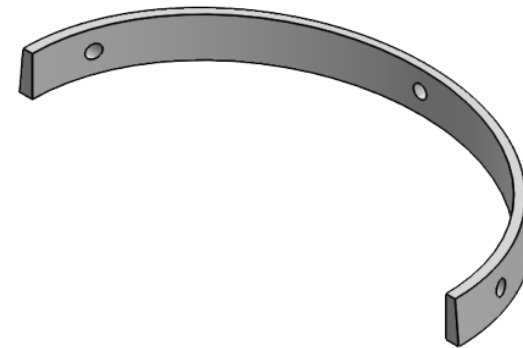
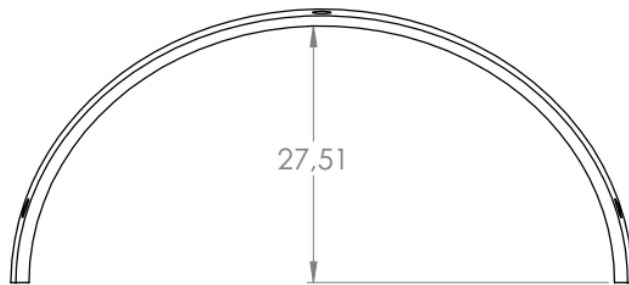
UNIDADES
mm

DISEÑADO POR
Sofia Brokate

NOMBRE DE LA PIEZA
Manivela

FECHA
22/05/2023





Universidad Industrial de Santander

PROYECTO
Protipo Funcional de mecanismo de muñeca flexo-extension

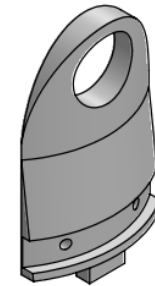
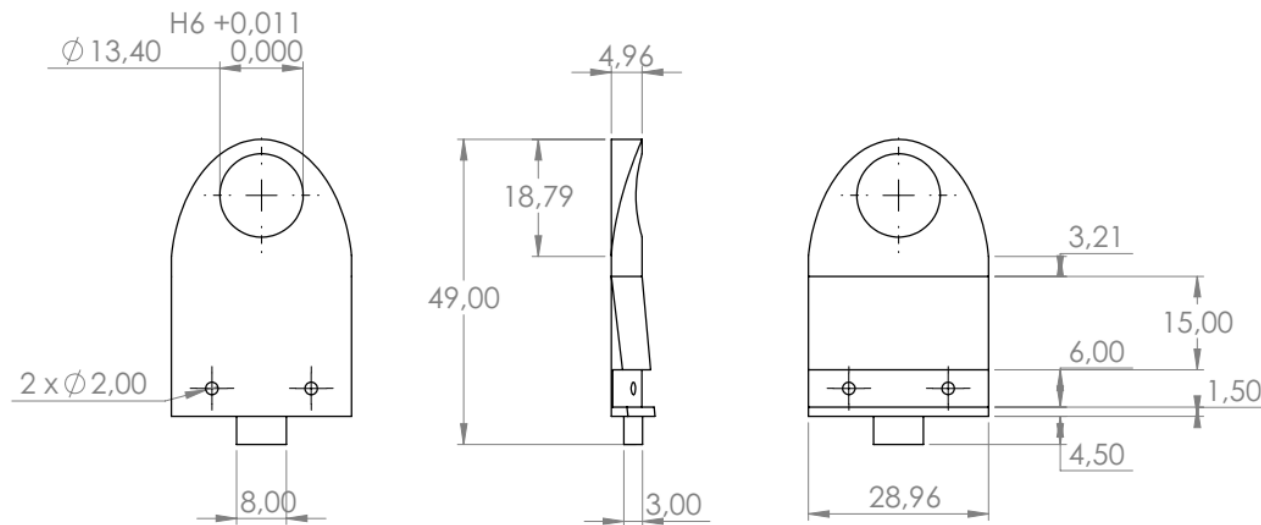
DIRIGIDO POR
Diego Villegas


MATERIAL
PETG
PLANO NUMERO
6

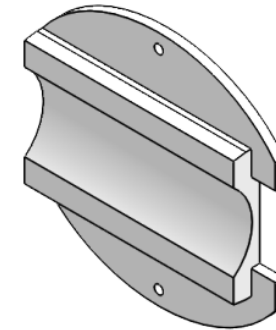
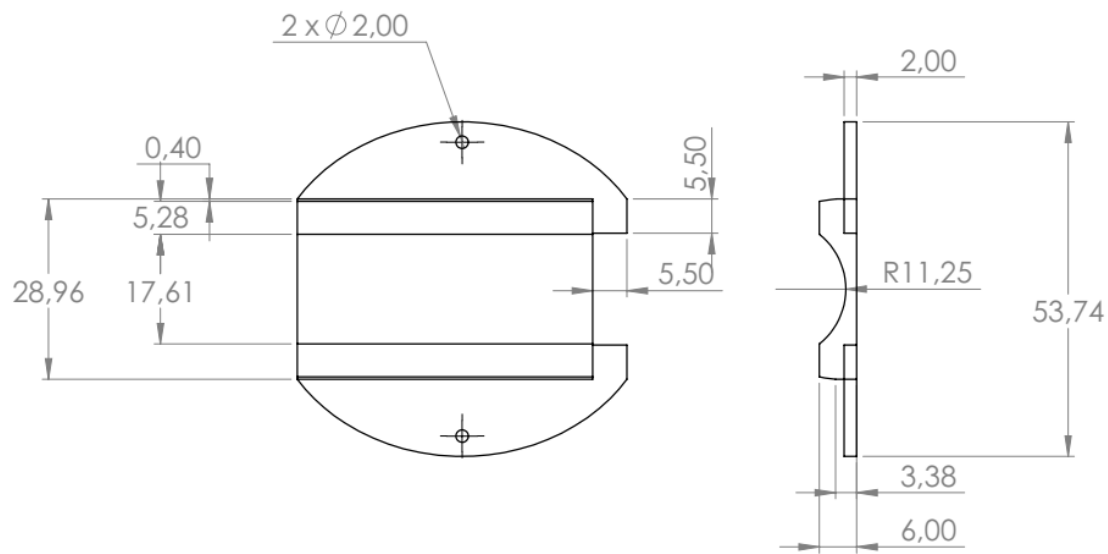
ESCALA
1.5:1
UNIDADES
mm

DISEÑADO POR
Laura Gomez
NOMBRE DE LA PIEZA
Aro de Sujeción

FECHA
22/05/2023



 Universidad Industrial de Santander	PROYECTO Protipo Funcional de mecanismo de muñeca flexo-extension	MATERIAL PETG	DISEÑADO POR Laura Gomez
	DIRIGIDO POR Diego Villegas	PLANO NUMERO 7	NOMBRE DE LA PIEZA Soporte Vertical
	ESCALA 1:1	UNIDADES mm	FECHA 29/05/2023



PROYECTO
Protipo Funcional de
mecanismo de muñeca
flexo-extension

DIRIGIDO POR
Diego Villegas

MATERIAL
PETG

PLANO NUMERO
8

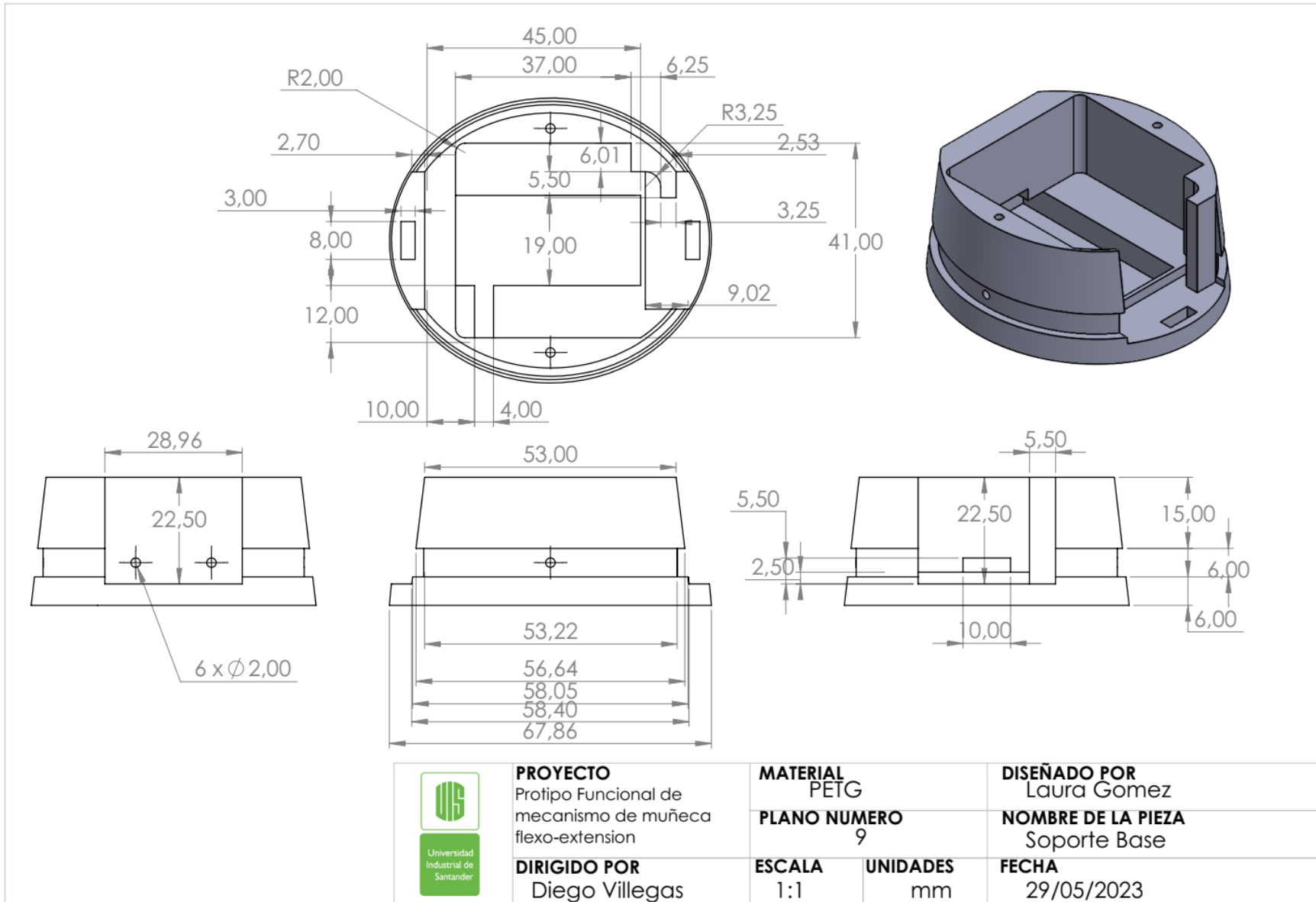
ESCALA
1:1

UNIDADES
mm

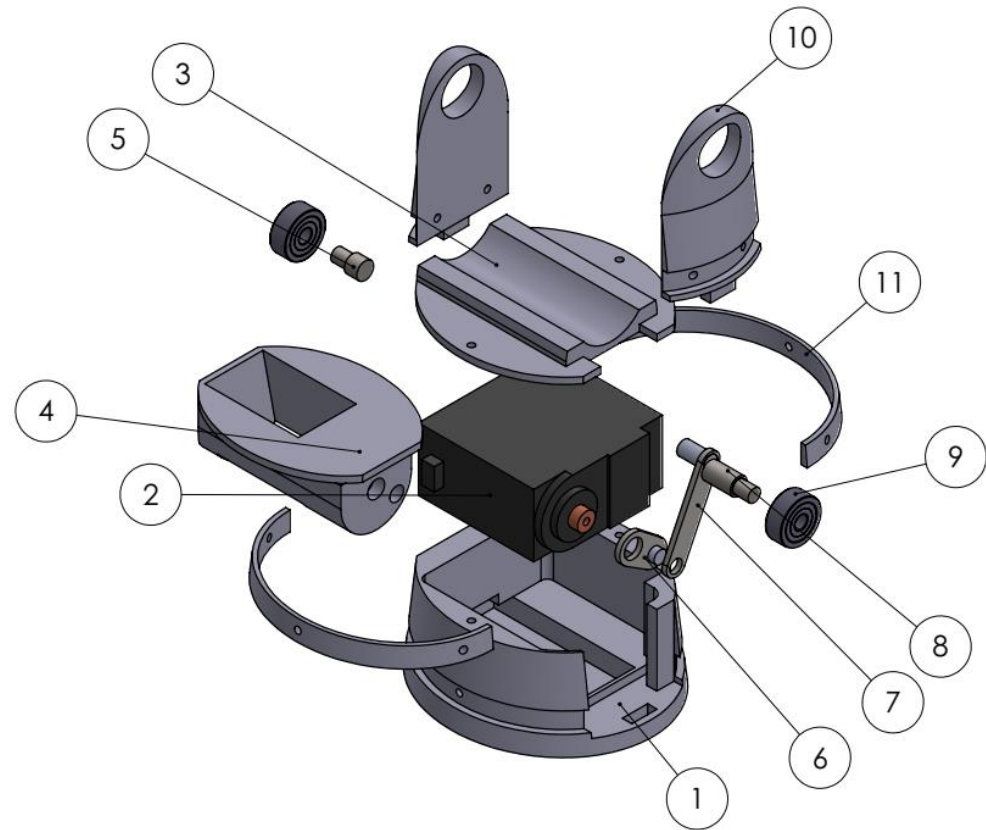
DISEÑADO POR
Laura Gomez

NOMBRE DE LA PIEZA
Tapa Soporte

FECHA
29/05/2023



Nro	NOMBRE DE PIEZA	MATERIAL	Cant.
1	Soporte base	PETG	1
2	Servomotor	ABS-Cobre	1
3	Tapa soporte	PETG	1
4	Acople Superior	PETG	1
5	Eje 2	AISI 304	1
6	Manivela	AISI 304	1
7	Biela	AISI 304	1
8	Eje 2	AISI 304	1
9	Rodamiento	Acero Aleado	2
10	Soporte Vertical	PETG	2
11	Aro sujección	PETG	2



PROYECTO
Protipo Funcional de
mecanismo de muñeca
flexo-extension

DIRIGIDO POR
Diego Villegas

MATERIAL
Variados

PLANO NUMERO

11

ESCALA
1:1.4

UNIDADES
mm

DISEÑADO POR
Laura Gomez

NOMBRE DE LA PIEZA
Vista Explosionada

FECHA
29/05/2023