DISPOSITIVO EXO-ESQUELÉTICO DE ARTICULACIÓN DE MUÑECA PARA RECUPERACIÓN DE FUERZA Y RESISTENCIA

CÓDIGO DE PROYECTO: PG-24-2-01

LUIS FELIPE ROMERO WILCHES

CÓDIGO: 1810788

IDENTIFICACIÓN: C.C. 1.000.494.412

EMANUEL SANCHEZ ARENAS

CÓDIGO: 1810674

IDENTIFICACIÓN: C.C. 1.019.144.773

DIEGO ALEJANDRO BARAJAS SANABRIA

CÓDIGO: 1620565

IDENTIFICACIÓN: C.C. 1.233.491.472

UNIVERSIDAD PILOTO DE COLOMBIA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

BOGOTÁ, D.C.

2025

DISPOSITIVO EXO-ESQUELÉTICO DE ARTICULACIÓN DE MUÑECA PARA RECUPERACIÓN DE FUERZA Y RESISTENCIA

LUIS FELIPE ROMERO WILCHES

CÓDIGO: 1810788

IDENTIFICACIÓN: C.C. 1.000.494.412

EMANUEL SANCHEZ ARENAS

CÓDIGO: 1810674

IDENTIFICACIÓN: C.C. 1.019.144.773

DIEGO ALEJANDRO BARAJAS SANABRIA

CÓDIGO: 1620565

IDENTIFICACIÓN: C.C. 1.233.491.472

PROYECTO DE GRADO PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE INGENIERO MECATRÓNICO DE LA UNIVERSIDAD PILOTO DE COLOMBIA

DIRECTOR:

Ing. Rubén Darío Hernández Beleño

CODIRECTOR:

Ing. Oscar Fernando Avilés Sánchez

UNIVERSIDAD PILOTO DE COLOMBIA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROGRAMA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

BOGOTÁ, D.C.

2025

NOTA DE ACEPTACIÓN

Una vez realizada la revisión metodológica y técnica del documento final de proyecto de grado, doy constancia de que el (los) estudiante (s) ha cumplido a cabalidad con los objetivos propuestos, cumple a cabalidad con los Lineamientos de Opción de Grado vigentes del programa de Ingeniería Mecatrónica y con las leyes de derechos de autor de la República de Colombia, por tanto, se encuentra(n) preparado(s) para la defensa del mismo ante un jurado evaluador que considere idóneo el Comité de Investigaciones del Programa de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Piloto de Colombia.

Ing. Rubén Darío Hernández

Director del Proyecto

AGRADECIMIENTOS

La culminación de este proyecto de tesis, que representa no solo un esfuerzo académico sino también personal significativo, no hubiera sido posible sin el invaluable apoyo y la colaboración de diversas personas. A todos ellos, nuestro más sincero agradecimiento.

En primer lugar, expresamos nuestra profunda gratitud a la Universidad piloto de Colombia, por habernos brindado la oportunidad y los recursos necesarios para llevar a cabo esta investigación.

Nuestro especial reconocimiento se extiende a nuestros directores de tesis, Ing. Rubén Darío Hernández Beleño y el Ing. Oscar Fernando Avilés Sánchez, cuya guía experta y constante motivación fueron pilares fundamentales a lo largo de todo el proceso. Su sabiduría, críticas constructivas y disponibilidad fueron cruciales para el desarrollo y la dirección de este trabajo.

Diego Alejandro Barajas Sanabria

Agradezco a mi pareja Eimi Castiblanco (Maestría en bio medica) por su apoyo emocional y sus valiosas correcciones, hicieron que este proyecto no solo fuera posible si no llevadero, gracias por creer en mi incluso cuando lo dudaba, también a mis padres Alexander Barajas (Ing. industrial) y Heminda Rojas, por impulsarme a terminar lo que empecé y esforzarme cada vez más.

Luis Felipe Romero Wilches

Mi más profundo y sincero agradecimiento a mis padres, Luis Emilio Romero y Ana Elvia Wilches, por su constante apoyo emocional y consejos, los cuales fueron la mayor fuente de fortaleza y motivación. A mi hermana por escucharme, comprenderme y aconsejarme en el proceso de creación y culminación de este proyecto.

Emanuel Sánchez Arenas

Quiero dar un agradecimiento a la institución por su apoyo en el uso de los recursos académicos y espacios que me permitieron explorar las herramientas variadas para mi desarrollo profesional y personal. Agradezco a mis compañeros, a quienes tuve el honor de conocer durante mi proceso académico y fueron un factor importante en mi desempeño; igualmente estoy agradecido por mis colegas que hacen parte de este proyecto por su conocimiento y habilidades. Por último, agradezco a mi padre Jaime Sanchez, a mi madre Clara Arenas y a mi hermana Alejandra Sánchez por su apoyo moral para continuar en momentos cruciales y no perder su fé en mis acciones; y a mis amigos y conocidos que me inspiraron a desarrollarme como profesional, como persona y amigo.

TABLA DE CONTENIDO

Pág.

NOTA DE ACEPTACIÓN **3**

AGRADECIMIENTOS **4**

LISTA DE TABLAS **7**

LISTA DE FIGURAS **8**

LISTA DE ANEXOS **9**

INTRODUCCIÓN **10**

RESUMEN **11**

ABSTRACT **12**

1. GENERALIDADES **13**

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 13
1.1.1. Formulación del problema 13
1.1.2. Línea de investigación del programa 13
1.1.3. Antecedentes del Problema 13

1.2. JUSTIFICACIÓN 15

1.3. OBJETIVOS 15
1.3.1. Objetivo General 16
1.3.2. Objetivos específicos 16

1.4. DELIMITACIÓN DEL PROYECTO 16

1.5. MARCO REFERENCIAL 17
1.5.1. Marco Teórico 17
1.5.2. Estado del arte 19
1.5.3. Marco normativo 27

1.6. MARCO METODOLÓGICO 28

2. DISEÑO MECATRÓNICO DEL DISPOSITIVO **29**

2.1. REQUISITOS DE DISEÑO 29

2.2. METODOLOGÍA DE DISEÑO 30

2.3. SELECCIÓN DE MATERIALES 31

2.4. PROTOTIPADO Y EXPLOSIONADO 35

2.5. MECANISMOS DE ACTUACIÓN 35
2.5.1. EXPLICACIÓN DE MOVIMIENTO DE RESORTES CON LAS VARILLAS Y ROTULAS 36

3. CÁLCULOS **38**

3.1. CONSIDERACIONES PARA CÁLCULOS TEÓRICOS.....38
3.1.1. VALIDACIÓN DE FUERZA MÁXIMA DE MANO.....38
3.1.2. PESO REAL VS. PERCEPCION DE MANO/MUÑECA 38
3.1.3. PROGRESIÓN DE PESOS EN REHABILITACIÓN DE MUÑECA.....39
3.2. CÁLCULOS DE LOS DOS RESORTES MÍNIMOS PARA SOSTENER LA MANO Y MUÑECA 40
3.3. CÁLCULOS MÁXIMOS PARA TERAPIA.....41
3.4. PROTOTIPO.....43

4. SIMULACIÓN Y VALIDACIÓN.....45

4.1. SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO ARTICULAR EN MATLAB 45
4.1.1. GENERACIÓN DE SEÑALES DE ENTRADA Y ADQUISICIÓN DE DATOS.....46
4.2. SIMULACIÓN ESTRUCTURAL EN INVENTOR 48
4.2.1. CONDICIONES DE SIMULACIÓN.....49
4.2.2. RESULTADOS OBTENIDOS 49

5. CONCLUSIONES 54

6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....55

6.1. LIMITACIONES ENCONTRADAS 55

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 56

Anexo A. EXPLOSIONADO Y PLANOS DE ÓRTESIS.....66

Anexo B. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....67

iProperties.....67
Material(es) 69
Condiciones de funcionamiento 70
Resultados 90

Anexo C. TABLAS DE COSTOS DE IMPRESIÓN POR PIEZAS 120

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Comparación de exoesqueletos de rehabilitación en muñeca. *21*
Tabla 2. Resumen de Estudios Clínicos sobre Exoesqueletos de Muñeca *23*
Tabla 3. Tabla de costos impresión de órtesis *34*
Tabla 4. Parámetros usados para la simulación *49*
Tabla 5. Comparación de Análisis de elementos finitos en flexión y extensión *50*
Tabla 6. Parámetros usados para la simulación *52*

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Metodología de búsqueda de artículos como referencia *14*
Figura 2. Diagrama de calor de temas más frecuentes en nuestra investigación. *14*
Figura 3. Representación de los grados de libertad de la muñeca. *17*
Figura 4. Ejemplo de órtesis pasiva *19*
Figura 5. Ejemplo de órtesis activa *19*
Figura 6. Exoesqueleto con 2 grados de libertad *25*
Figura 7. Robot de rehabilitación con 5 grados de libertad *26*
Figura 8. Robot de rehabilitación de mano/muñeca *26*
Figura 9. Metodología de investigación *28*
Figura 10. Diagrama de Ashby *31*
Figura 11. Gráfica Comparativa de materiales *32*
Figura 12. Gráfica Selección de materiales *33*
Figura 13. Gráfica Diagrama de Ashby Resistencia a tracción vs Modulo elástico *33*
Figura 14. Gráfica Diagrama de Ashby Modulo de Young vs Densidad *34*
Figura 15. Modelado por programa. *35*
Figura 16. Explosionado del diseño CAD *36*
Figura 17. Esquema general del sistema *38*
Figura 18. Distribución del peso con respecto al resorte *40*
Figura 19. Dimensiones del resorte *41*
Figura 20. Análisis de fuerza y resistencia del resorte. *42*
Figura 21. Dimensiones del resorte *43*
Figura 22. Diagrama de bloques externo del sistema de simulación en MATLAB *45*
Figura 23. Diagrama de bloques interno para el control del movimiento de la muñeca *45*
Figura 24. Modelo 3D de Prótesis *46*
Figura 25. Representación de los ejes de referencia utilizados *47*
Figura 26. Componente tipo corredera en el diseño del exoesqueleto *48*

LISTA DE ANEXOS

Anexo A. EXPLOSIONADO Y PLANOS DE ÓRTESIS *66*
Anexo B. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS *67*
Anexo C. TABLAS DE COSTOS DE IMPRESIÓN POR PIEZAS *120*

INTRODUCCIÓN

Las ortesis de muñeca son herramientas cruciales en la ayuda clínica para la recuperación de pacientes que presentan condiciones como esguinces, tendinitis, fracturas, síndrome del túnel carpiano y lesiones por esfuerzo repetitivo. Estas ortesis asisten en la rehabilitación al proporcionar soporte y estabilidad a la articulación, permitiendo un proceso de recuperación más eficiente y seguro. Desarrollar y evaluar un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación de la muñeca permitirá mejorar significativamente la movilidad, fuerza y funcionalidad de esta articulación en pacientes con lesiones o discapacidades. Este dispositivo proporcionará un método eficiente y seguro para la terapia, permitiendo un mayor control en el proceso de rehabilitación.

El objetivo es diseñar un prototipo de exoesqueleto biomecánico adaptable a diferentes morfologías de muñeca, que facilite el movimiento controlado de flexión, extensión, desviación radial y cubital. Asimismo, se implementará un sistema de control mecánico que ajuste la intensidad y el rango de los movimientos de acuerdo con las necesidades terapéuticas y el progreso del paciente.

Se realizarán cálculos teóricos, modelado 3D de las piezas, junto con una selección de materiales óptimos. Estos procesos estarán orientados a optimizar el confort y el ajuste ergonómico del exoesqueleto, con el objetivo de minimizar la incomodidad del usuario durante su uso prolongado.

El proyecto se centra en la recuperación clínica de los pacientes mediante el uso de una ortesis tipo exoesqueleto. Se espera que el proceso de diseño, cálculos, simulación y documentación del proyecto se extienda entre 4 y 5 meses, se desarrollará en un contexto clínico, biomecánico y mecatrónico. Este enfoque multidisciplinario permitirá ofrecer una solución integral para mejorar la funcionalidad de la muñeca en pacientes con diversas afecciones.

En conclusión, mediante ejercicios y movimientos asistidos, este tipo de exoesqueleto puede ayudar a mejorar la movilidad y la fuerza del paciente, proporcionando una recuperación más rápida y eficiente.

RESUMEN

El presente proyecto desarrolla un exoesqueleto biomecánico enfocado en la rehabilitación de la muñeca, diseñado para mejorar la movilidad, fuerza y funcionalidad en pacientes con lesiones como fracturas, esguinces y artritis. Este dispositivo combina principios de ingeniería mecatrónica y biomecánica, presentándose como una herramienta innovadora y accesible que optimiza los tratamientos tradicionales. Su diseño incluye un sistema de control adaptable que regula la intensidad y el rango de movimiento, ajustándose a las necesidades específicas de cada paciente.

El dispositivo será evaluado mediante pruebas de usabilidad, comodidad y efectividad, asegurando que cumple con los estándares de calidad y ofreciendo una experiencia terapéutica segura. Este enfoque multidisciplinario busca no solo mejorar los resultados clínicos, sino también ampliar el acceso a terapias especializadas, reduciendo costos y fortaleciendo los recursos disponibles en el sistema de salud. El exoesqueleto tiene el potencial de revolucionar la rehabilitación física, marcando un avance significativo en el bienestar de los pacientes.

Palabras Clave: Exoesqueleto, Rehabilitación, Terapia Física, Biomecánica, Innovación Tecnológica.

ABSTRACT

This project develops a biomechanical exoskeleton focused on wrist rehabilitation, designed to improve mobility, strength, and functionality in patients with injuries such as fractures, sprains, and arthritis. This device combines principles of mechatronic engineering and biomechanics, presenting itself as an innovative and accessible tool that optimizes traditional treatments. Its design includes an adaptive control system that regulates intensity and range of motion, adjusting to the specific needs of each patient.

The device will be evaluated through usability, comfort, and effectiveness tests, ensuring compliance with quality standards and providing a safe therapeutic experience. This multidisciplinary approach aims not only to improve clinical outcomes but also to expand access to specialized therapies, reducing costs and strengthening available resources within the healthcare system. The exoskeleton has the potential to revolutionize physical rehabilitation, marking a significant advancement in patient well-being.

Keywords: Exoskeleton, Rehabilitation, Physical Therapy, Biomechanics, Technological Innovation.

1. GENERALIDADES

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

A pesar de los avances en tecnología de recuperación, el acceso a terapias personalizadas está limitado por los costos (teniendo una diferencia de costos con respecto a una terapia personalizada, siendo más rentable una rehabilitación estándar [54]), la escasez de servicios profesionales y la inflexibilidad de los tratamientos para las necesidades individuales de cada paciente [57]. Los exoesqueletos se presentan como una opción potencialmente beneficiosa; sin embargo, persisten problemas en su creación eficiente, asequibilidad y armonización con los tratamientos establecidos [11].

Este problema afecta particularmente a pacientes con afecciones como artritis, traumas deportivos y fracturas, que necesitan aparatos ajustables y beneficiosos para su recuperación. El acceso a estas tecnologías es fundamental para mejorar sus capacidades y aumentar la calidad de vida de las personas [6].

1.1.1. Formulación del problema

¿Cómo desarrollar un exoesqueleto adaptable, económicamente accesible y eficiente que pueda integrarse con las terapias tradicionales para mejorar los resultados en la rehabilitación?

1.1.2. Línea de investigación del programa

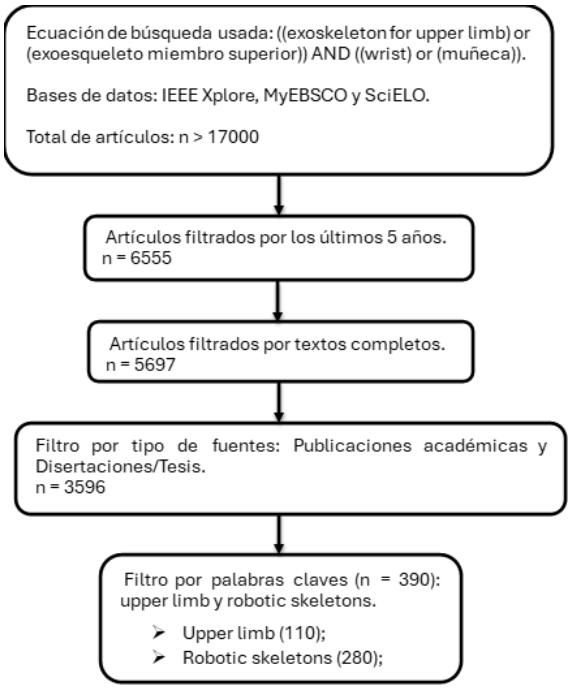
Esta investigación se enmarca en la línea de tecnología aplicada a la salud, con énfasis en la ingeniería de dispositivos médicos y sistemas de rehabilitación, buscando soluciones innovadoras que combinen tecnología robótica y diseño mecatrónico para mejorar la eficacia de los tratamientos clínicos [13].

1.1.3. Antecedentes del Problema

En el campo de las rehabilitaciones físicas, el uso de exoesqueletos ha sido objeto de diversos estudios que destacan su potencial en la asistencia y mejora de la recuperación funcional de los pacientes [6].

El enfoque metodológico utilizado y mostrado en la Figura 1, se centra en describir a detalle la metodología de búsqueda para la inclusión de los artículos como referencia de este y poder centrar de una forma específica la investigación.

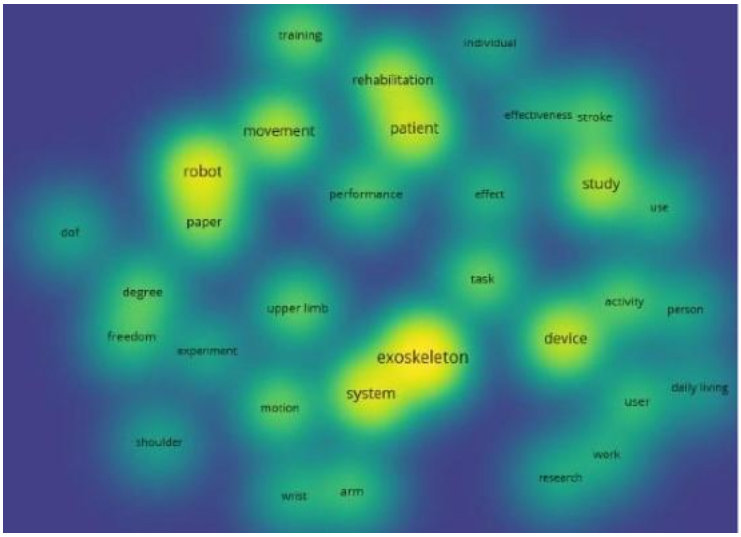
Figura 1. Metodología de búsqueda de artículos como referencia



Fuente: Elaboración propia

Con toda la información filtrada, se realiza un mapa bibliométrico con la ayuda del software VOSviewer para generar un mapa de calor con el cual ver los términos o palabras claves más comunes de un total de 390 artículos para así poder enfocar de una forma más asertiva este documento, como se muestra en la siguiente imagen.

Figura 2. Diagrama de calor de temas más frecuentes en nuestra investigación.



Fuente: Elaboración propia con el Software VOSviewer

A continuación, se expondrán algunos antecedentes relevantes:

Prototipo de un exoesqueleto robótico flexible para la rehabilitación activa de la mano: Este proyecto, desarrollado por Sergio César Chirinos Castillo (2023) [72], se centra en un exoesqueleto capaz de asistir movimientos como flexión y extensión de los dedos, así como agarres con el pulgar. Además, este dispositivo presenta la capacidad de adaptarse a diversas patologías, como artritis y accidentes cerebrovasculares [32].

Diseño de un exoesqueleto portable de miembro superior: Este estudio, realizado por Ccucho Aguilar y Huamán Laura (2020) [73], propone un exoesqueleto mecatrónico diseñado para mejorar las capacidades físicas y sensoriales de las personas en rehabilitación, destacando la portabilidad y adaptabilidad del dispositivo.

En el ámbito de la rehabilitación, también se han identificado tratamientos y recomendaciones que complementan el uso de exoesqueletos:

Fractura de muñeca: Tras la inmovilización inicial, la rehabilitación física es crucial para reducir la rigidez y restablecer el movimiento [76].

Lesiones deportivas en la muñeca: El tratamiento inicial incluye reposo, hielo, compresión y elevación. Posteriormente, se introducen ejercicios específicos adaptados a las necesidades individuales [77].

Los antecedentes evidencian la importancia de las soluciones tecnológicas, en las cuales la integración entre ciencia y terapia constituye un componente esencial. Esta sinergia, potenciada por el Internet de las Cosas y las interfaces máquina a máquina como los exoesqueletos, favorece la complementación de las terapias tradicionales y optimiza la calidad de vida de los pacientes [10].

1.2. JUSTIFICACIÓN

El desarrollo de un exoesqueleto adaptable y accesible es crucial para mejorar los resultados de rehabilitación en pacientes con lesiones deportivas, fracturas u otras patologías. Esta tecnología ofrece soluciones innovadoras que complementan las terapias tradicionales, optimizan los recursos del sistema de salud y amplían el acceso a tratamientos de calidad, promoviendo una recuperación más rápida y efectiva.

1.3. OBJETIVOS

Diversas patologías neuromusculoesqueléticas, tales como accidente cerebrovascular, parálisis cerebral, lesiones nerviosas y enfermedades articulares (artritis, tendinopatías), comprometen la capacidad de mantener la muñeca en una posición neutra y suelen beneficiarse de terapias de movilidad asistidas para prevenir rigidez y recuperar la función articular [82]. Cabe destacar que alrededor del 75% de las personas que sufren un accidente cerebrovascular presentan debilidad en las extremidades superiores, en especial en la mano, lo que limita de manera significativa su funcionalidad [34]. En respuesta a estas necesidades, se propone el diseño de una ortesis de movimiento pasivo de la muñeca con resortes que facilite movimientos terapéuticos controlados, mejorando la amplitud de movimiento y reduciendo la rigidez muscular en pacientes con estas limitaciones [83].

1.3.1. Objetivo General

Desarrollar y modelar una propuesta de dispositivo vestible para el miembro superior, orientado a mejorar la articulación de la muñeca. Este dispositivo deberá contribuir con la extensión de los rangos de movimiento a personas afectadas con las enfermedades previamente mencionadas, fortaleciendo la movilidad y la fuerza de dicha articulación, con posibles aplicaciones en el ámbito médico.

1.3.2. Objetivos específicos

- Diseñar un prototipo de exoesqueleto biomecánico adaptable a diferentes morfologías de muñeca, que facilite el movimiento controlado de flexión, extensión, desviación radial y cubital.

- Desarrollar un sistema de control mecánico pasivo para el exoesqueleto de miembro superior, que se ajusta al rango de los movimientos de acuerdo con el desplazamiento que posee la muñeca.

- Modelar y simular a través de herramientas CAD el prototipo de exoesqueleto tipo ortesis para muñeca, con resortes y control mecánico pasivo ajustable para asistir ergonómica y confortablemente la flexión, extensión, desviaciones radial y cubital en diversas morfologías, con el fin de optimizar la movilidad, fuerza y funcionalidad en la rehabilitación clínica.

1.4. DELIMITACIÓN DEL PROYECTO

El proyecto se centrará en el diseño mecánico, los principios de funcionamiento pasivo y simulación de la movilidad. No se incluirán en esta etapa aspectos relacionados con control electrónico, sensores biomédicos ni pruebas clínicas con pacientes reales.

a. Alcances

- Desarrollo de un dispositivo mecánico pasivo que puede adaptarse a la anatomía del usuario final.
- Un sistema mecánico pasivo que asista a la movilidad de flexión/extensión y desviación radial/cubital de la muñeca.
- Adaptación de un soporte desde el antebrazo, sin afectar la comodidad, y el manejo del dispositivo durante su uso.

b. Limitaciones

- No posee un sistema de control que define posición, flexibilidad y fuerza.
- El prototipo diseñado tendrá una cantidad de peso que puede afectar el movimiento de la articulación en actividades que necesiten un esfuerzo mayor.
- No es de uso cotidiano debido a su poca versatilidad.
- Presenta limitaciones de movimiento y movilidad en el modelado 3D realizado en Matlab.

1.5. MARCO REFERENCIAL

1.5.1. Marco Teórico

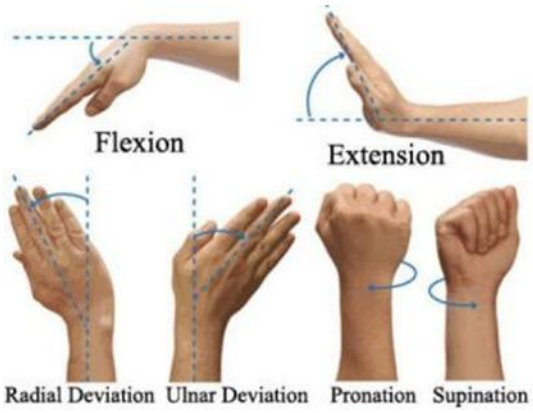
La rehabilitación física es un proceso crucial para la recuperación de personas que han sufrido lesiones musculares, enfermedades neurológicas o cirugías que afectan la movilidad y fuerza de las articulaciones [73]. En este contexto, los dispositivos tipo exoesqueletos han surgido como una solución innovadora que combina la biomecánica con la tecnología para asistir y acelerar estos procesos de recuperación [74]. Este marco teórico aborda los fundamentos científicos, tecnológicos y médicos que sustentan el desarrollo de un dispositivo de exoesqueleto orientado a la recuperación de fuerza y resistencia en el brazo humano [75].

Para comprender el desarrollo y los objetivos de este proyecto, es fundamental establecer una base conceptual clara que aborde los términos y principios fundamentales relacionados con los dispositivos exoesqueletos y su aplicación en la rehabilitación física [76].

1.5.1.1. Biomecánica de la muñeca

La muñeca no posee un mecanismo tan sencillo como parece, pues su movimiento, el cual se ha estudiado de cerca, posee grados de libertad (DoF) como la flexión - extensión, la supinación - pronación, y la desviación radial - cubital, como se muestra en la Figura 3.1. Permitiendo tomar rangos de movimiento (RoM) [31] determinados a la hora de hacer alguna actividad de la vida diaria [6]. La razón por la que estos movimientos son posibles es debido a los dos ejes ortogonales (no intersecantes) en el hueso grande proximal. El conocimiento de los rangos que alcanza la muñeca permite un estudio sobre las cargas y compresiones a las que se somete durante su reposo o en actividades varias, y entender las razones que pueden causar las patogénesis y enfermedades que afectan a la muñeca y las conexiones con ella [77].

Figura 3. Representación de los grados de libertad de la muñeca.



Fuente: https://www.reddit.com/r/discgolf/comments/jvwn7a/wrist_movement_on_fh/?tl=es-es

c. Rangos de movimiento en la muñeca

La bibliografía especializada cita rangos amplios para la flexión-extensión del carpo. Por ejemplo, Nordin reportó flexión de muñeca de aproximadamente 85° a 90° y extensión de 75° a 80° [87]. En contraste,

fuentes clínicas como StatPearls indican rangos algo menores en población general (flexión activa ≈65° a 80°, extensión ≈55° a 75°) [86]. Estos valores corresponden al máximo pasivo; en la práctica funcional muchas tareas diarias requieren menos de la amplitud total.

Por otro lado, la desviación radial y cubital del carpo difiere marcadamente. Nordin describe desviación radial típica de ~15° a 20° y desviación cubital de ~35° a 37° (aproximadamente 50° en total). De modo similar, StatPearls reporta desviación radial ≈15° a 25° y cubital ≈30° a 45°. En resumen, la desviación radial normal ronda los 15°, mientras que la cubital suele ser mucho mayor (usualmente 30° a 45°, según la fuente).

Cuando existen patologías neuromusculoesqueléticas, estos rangos se reducen de forma significativa. En pacientes con accidente cerebrovascular, la flexión activa cae por debajo de 40° y la extensión por debajo de 20°. En la parálisis cerebral espástica es frecuente que la muñeca se mantenga en flexión, sin llegar a 45°, y que la extensión activa no supere los 30°. Las lesiones nerviosas como el síndrome del túnel carpiano o las afectaciones del nervio mediano limitan la flexión a unos 50° a 60° y la extensión a 40° a 50°. En la artritis reumatoide y la osteoartritis, la flexión se reduce a 30° a 50° y la extensión a 20° a 40°, con desviaciones radial y cubital inferiores a 15° y 30°, respectivamente. Finalmente, en tendinopatías como la tenosinovitis de "De Quervain", la desviación radial suele ser dolorosa y no supera los 10°, mientras que el flexo-extensión se ve disminuido en unos 20° a 30°.

Estudios de cinemática funcional han demostrado que las actividades de la vida diaria rara vez requieren el rango máximo articular, y que en la mayoría de tareas comunes la muñeca opera en un rango funcional reducido, particularmente en flexión-extensión y desviaciones radiales-cubitales [85].

Estos datos son esenciales para diseñar ortesis dinámicas que recuperen parte del rango funcional propio de la muñeca sana [38].

1.5.1.2. Fundamentos de ortesis pasiva

Los exoesqueletos son sistemas robóticos diseñados para asistir a personas, ya sea saludables o con limitaciones físicas, en la realización de actividades o en la recuperación de movimientos naturales [78]. Estos dispositivos se conectan al cuerpo humano y están diseñados para imitar la anatomía de las extremidades, facilitando tareas específicas [79]. Su función principal es transferir fuerza de manera efectiva y fluida hacia las extremidades o articulaciones asistidas, contribuyendo a la rehabilitación médica o apoyando actividades laborales [80]. Dependiendo de su diseño, pueden ser portátiles y usados directamente por el usuario, o bien estar fijados en una posición externa, lo que los hace útiles en diferentes entornos como clínicas, hogares o lugares de trabajo [81].

d. Diferencias entre ortesis pasiva y activa

Las órtesis se clasifican comúnmente en pasivas y activas, según su mecanismo de funcionamiento y el grado de intervención en el movimiento del usuario. Una órtesis pasiva no genera movimiento por sí misma, sino que actúa como un soporte mecánico o elástico. Estas órtesis utilizan elementos como resortes, bisagras o bandas elásticas para guiar, limitar o facilitar el movimiento articular aprovechando fuerzas externas, como la gravedad o el propio esfuerzo del paciente. Son comúnmente utilizadas en rehabilitación inicial o en 14 mantenimiento postural, ya que proporcionan asistencia sin requerir alimentación eléctrica ni sistemas de control sofisticados [88].

Figura 4. Ejemplo de órtesis pasiva

Fuente: https://orliman.faserems.com/product-category/articulaciones/mano/mano-muneca/ortesis-mano-muneca-pasiva

En cambio, una órtesis activa incluye componentes electromecánicos como motores, actuadores o sensores, capaces de generar o controlar directamente el movimiento. Este tipo de órtesis suele utilizarse cuando el paciente presenta debilidad o parálisis severa y requiere una intervención más precisa. Requiere alimentación externa y, a menudo, algoritmos de control, interfaces neuronales o electromiografías [89].

Figura 5. Ejemplo de órtesis activa

Fuente: https://www.fisioterapia-online.com/glosario/ortesis-o-dispositivos-de-apoyo-externo

e. Aplicación

El diseño propuesto en esta tesis corresponde a una órtesis pasiva, ya que utiliza resortes y componentes mecánicos para facilitar el retorno de la muñeca a su posición neutra y permitir desplazamientos controlados durante la terapia. No incorpora motores ni sistemas electrónicos activos, lo cual la convierte en una solución de bajo costo, ligera y fácil de implementar para la rehabilitación funcional de la muñeca.

1.5.2. Estado del arte

Las lesiones de muñeca fracturas, esguinces y artritis, constituyen un problema de salud global que limita la movilidad, reduce la fuerza y afecta la independencia del paciente, además de generar repercusiones en su salud mental [1]. Ante este panorama, se hace necesario desarrollar métodos de rehabilitación eficaces y adaptados a las necesidades funcionales de cada individuo [27].

Los métodos tradicionales, como la terapia manual, los ejercicios terapéuticos y el uso de ortesis, han demostrado beneficios, pero presentan limitaciones relevantes. La efectividad de la terapia manual depende de la experiencia y fuerza del terapeuta, lo que puede derivar en intensidad variable, fatiga o lesiones secundarias. Además, estos tratamientos suelen ser costosos, demandan tiempo y carecen de herramientas para una evaluación cuantitativa continua [3, 57].

En este contexto, los exoesqueletos y ortesis mecánicas emergen como soluciones innovadoras para optimizar los tratamientos convencionales [2]. Su diseño permite asistencia controlada y personalizada, con capacidad de ajustar fuerza o torque, registrar datos y aumentar la motivación del paciente [4]. Para un modelado eficiente, resulta fundamental comprender la biomecánica de la muñeca una de las articulaciones más complejas del cuerpo y considerar aspectos como cinemática, dinámica, rigidez, ergonomía y seguridad en la fase de diseño [16].

El presente estado del arte analiza los avances y tendencias en el desarrollo de ortesis de muñeca mecánicas para rehabilitación. Se abordan los fundamentos anatómicos y biomecánicos, los principios de modelado mecánico, las arquitecturas técnicas disponibles, la integración de sistemas de control y la evidencia clínica, así como el impacto en la usabilidad y viabilidad de estas soluciones en entornos reales.

1.5.2.1. Fundamentos de anatomía, biomecánica y mecatrónica

La muñeca conecta mano y antebrazo. Está formada por ocho huesos carpianos que se articulan con radio y cúbito [5]. Permite movimientos en tres grados de libertad: flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación [7].

Biomecánicamente, el movimiento implica interacción coordinada de músculos, huesos y tejidos blandos. El rango típico varía: flexión/extensión (85°-90°), desviación radial (~15°), cubital (~55°), pronación/supinación (~90° cada una). Las fuerzas/torques en actividades diarias (0.06 Nm - 0.35 Nm) son cruciales para especificar exoesqueletos. La distribución de cargas entre radio y cúbito es importante en el diseño [2].

La ingeniería mecatrónica integra mecánica, electrónica, informática y control [9]. Componentes clave incluyen actuadores (motores eléctricos, neumáticos, SMAs), sensores (codificadores, IMUs, EMG) [12] y sistemas de control [14]. Su correcta selección e integración es esencial para dispositivos efectivos y cómodos [15].

1.5.2.2. Revisión de tecnologías en exoesqueletos

Se clasifican según diseño, mecanismos de actuación y estrategias de control [17]. Distinción fundamental: dispositivos de "efector final" y exoesqueletos "vestibles". Los primeros sujetan la mano a un manipulador robótico [2]. Los segundos se fijan al paciente en múltiples puntos con articulaciones alineadas [7].

Mecanismos de actuación explorados: motores eléctricos (comunes por controlabilidad) [18], sistemas neumáticos (interacción flexible) [7], cables/tendones (diseños ligeros) [20], aleaciones con memoria de forma (SMAs, compactas y ligeras) [21].

Ejemplos incluyen prototipos como el RiceWrist (4 grados de libertad, mecanismo paralelo) [22] y el SEU-WRE (3 grados de libertad, accionado por cable) [20]. También exoesqueletos blandos con músculos

artificiales (TCAMs) [21]. Dispositivos comerciales como el ExoFlex influyen en el movimiento de muñeca [23]. La Tabla 1 compara exoesqueletos seleccionados [2].

Tabla 1. Comparación de exoesqueletos de rehabilitación en muñeca.

Dispositivo	***Tipo Diseño***	***Mecanismo Actuación***	***Grados de Libertad***	***Movimientos Muñeca***	***Características Clave***	***Ventajas***	***Limitaciones***
Rice Wrist [22]	*Exoesqueleto*	*Motores DC*	*4*	*Supinación/Pronación, Flexión/Extensión, Desviación R/C*	*Retroalimentación kinestésica, mecanismo paralelo*	*Compacto, alto torque, rigidez*	*Rango de flexión/extensión limitado al 60% del rango humano*
SEU-WRE [20]	*Exoesqueleto*	*Cables, Motor DC*	*3*	*Flexión/Extensión, Desviación R/C, Supinación/Pronación*	*Mecanismo de compensación rotatoria, sistema DASA con embragues MR*	*Mayor espacio de trabajo, eficiencia de tensión, retroalimentación de fuerza*	
Exoesqueleto TCAMs [21]	*Exoesqueleto blando*	*TCAMs*	*2*	*Flexión/Extensión, Desviación R/C*	*Ligero, no anclado, bioinspirado, aislamiento térmico*	*Portátil, bajo costo potencial, puede realizar ejercicios pasivos y activos-resistidos, y accionamiento basado en EMG*	
EWrist [23]	*Exoesqueleto*	*Motor DC*	*1*	*Flexión/Extensión*	*Vestible, controlado por sEMG, soporta activamente la extensión y flexión*	*Portátil, fácil de usar, puede ser utilizado de forma no supervisada*	*Solo un grado de libertad*

Fuente: Elaboración propia

1.5.2.3. Control y adaptación

El diseño del sistema de control es fundamental para exoesqueletos de rehabilitación de muñeca [3]. Estrategias principales: control de trayectoria, impedancia/admitancia y adaptativo [14].

- **Control de trayectoria**: Guía la muñeca por rutas predefinidas, usado en etapas tempranas o ejercicios pasivos [3,14]. Implementado con leyes PD/PI [3].
- **Control de impedancia/admitancia**: Gestiona interacción robot-paciente. Impedancia regula resistencia al movimiento; admitancia determina movimiento por fuerzas del paciente. Útil en rehabilitación activa asistida. Incluye enfoques como impedancia híbrida y adaptativa [14].

Control adaptativo: Ajusta parámetros en tiempo real según progreso del paciente. Adapta asistencia según fuerza/rango de movimiento [20]. Investigan métodos con aprendizaje automático y redes neuronales [14]. Uso de EMG/EEG para detectar intención es área activa [7].

1.5.2.4. Eficacia clínica y evaluación

Evaluar eficacia clínica es crucial para exoesqueletos de muñeca [2]. Estudios cubren fracturas, ACV, artritis y lesiones neurológicas [25].

- **Fracturas**: Terapia robótica como complemento mejora función, rango de movimiento y fuerza, con beneficios adicionales en recuperación funcional [30].
- **Pacientes con ACV**: Exoesqueletos facilitan recuperación motora mediante entrenamiento repetitivo [33]. Mejoras significativas en potencia motora, alcance, velocidad y rango de movimiento [35].
- **Artritis**: Ortosis robóticas exploradas para reducir dolor y mejorar función [37]. Evidencia específica limitada, pero dispositivos en mano/muñeca sugieren beneficios en dolor/función [39].

Medidas de evaluación incluyen:

- Escalas clínicas: Fugl-Meyer (FMA-UE), DASH, PRWE [30].
- Métricas robóticas: Rango de movimiento, fuerza/torque, suavidad de movimiento [41].

Resultados reportados por pacientes: Escalas de dolor, satisfacción, calidad de vida [38].

La Tabla 2 resume estudios clínicos relevantes [35].

Tabla 2. Resumen de Estudios Clínicos sobre Exoesqueletos de Muñeca

Enfoque Estudio	***Dispositivo Utilizado***	***Población Paciente***	***Tamaño Muestra***	***Protocolo Intervención***	***Medidas Resultado Clave***	***Beneficios Clínicos Reportados***
Fracturas de muñeca	*HAL-SJ (robótico) [29]*	*Trabajadores con fracturas de muñeca*	*En progreso (planificado n=38)*	*Terapia convencional + robótica HAL-SJ vs. terapia convencional sola (4 semanas)*	*DASH, rango de movimiento, fuerza de agarre y pinza, destreza, dolor, LASER*	*Recolección de datos en curso*
Lesiones de muñeca	*WRISTBOT (robótico) [31]*	*Sujetos con lesiones de muñeca en el lugar de trabajo*	*23*	*Evaluación y tratamiento robótico (3 semanas) vs. tratamiento tradicional*	*PRWE, Jebsen-Taylor, Jamar Test, evaluación robótica*	*Mejora en la funcionalidad de la muñeca en el grupo robótico después del tratamiento*
Accidente cerebrovascular	*Armule (exoesqueleto) [32]*	*Pacientes con accidente cerebrovascular subagudo*	*30*	*Entrenamiento de movimiento antropomórfico asistido por exoesqueleto (4 semanas) vs. terapia convencional*	*FMA-UE*	*Mayor mejora en el FMA-UE en el grupo de exoesqueleto*
Accidente cerebrovascular (ambulatorios)	*Robot de muñeca [33]*	*Pacientes ambulatorios con accidente cerebrovascular*	*5*	*6 semanas de terapia robótica de muñeca seguidas de 6 semanas de entrenamiento con robot planar*	*FMA-UE (subcomponentes de hombro/codo y muñeca/mano), escala de potencia motora*	*Mejoras específicas para los movimientos ejercitados durante cada período de 6 semanas*

Lesión medular incompleta	*Rice Wrist-S (exoesqueleto) [40]*	*Individuo con lesión medular C3-5*	*1*	*Evaluación y rehabilitación robótica intensiva*	*Medidas de resultado clínico, medidas robóticas de suavidad del movimiento*	*Ganancias moderadas en las medidas de resultado clínico y en la suavidad del movimiento*
Accidente cerebrovascular crónico	*iCONE (robótico) [31]*	*Pacientes con accidente cerebrovascular crónico*	*14*	*Rehabilitación robótica domiciliaria (10 días)*	*NIHSS, MRS, BI, FMA-UE, MAS, índices evaluados por robot*	*Mejoras significativas en los índices evaluados por robot (independencia, tamaño del dibujo circular, duración del movimiento punto a punto), mejora en el MAS del codo*

Fuente: Elaboración propia

1.5.2.5. Usabilidad, comodidad y factores humanos en el diseño de exoesqueletos de muñeca

Usabilidad y comodidad son cruciales para la aceptación y cumplimiento del paciente [15]. Desafíos incluyen portabilidad, costo y fatiga muscular en uso prolongado [24]. El diseño debe considerar factores humanos para garantizar experiencia terapéutica positiva.

Estudios reportan alta usabilidad en dispositivos de rehabilitación [45,46]. Para exoesqueletos, usuarios pueden colocarse el eWrist tras práctica breve, aunque persisten desafíos en ajuste, comodidad (tamaño/peso) y libertad de movimiento [48].

Consideraciones clave:

- Dispositivos ligeros, ajustables y que no restrinjan movimiento [15].
- Materiales suaves en interfaces para mejorar comodidad y seguridad [15].
- Diseño sencillo para uso independiente, especialmente en domicilio [48].
- Alineación crítica entre ejes mecánicos y biológicos [48].

Retroalimentación del usuario para mejorar funcionalidad y estética [50].

1.5.2.6. Impacto económico y acceso a la atención medica

Costos e impacto en acceso son factores clave [17]. Inversión inicial alta podría generar ahorros a largo plazo al reducir terapia manual intensiva y mejorar resultados [52].

Estudios de rentabilidad:

- Recuperación de costes por disminución en uso de servicios sanitarios [52].
- Incertidumbre sobre rentabilidad frente a rehabilitación tradicional [55].
- Ensayos como RATULS sugieren posible falta de rentabilidad [55].

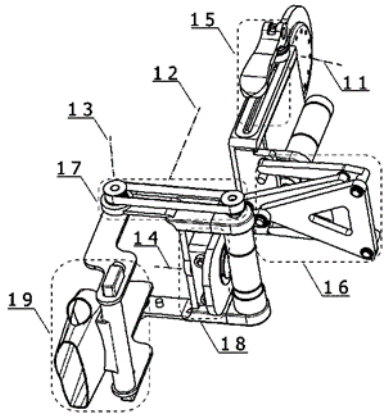
La tele-rehabilitación es un modelo prometedor para reducir costos y mejorar el acceso a la terapia; además, se ha mostrado rentable en varios estudios y de forma específica, en programas de rehabilitación de miembro superior [56,58], estando asociada a una mayor satisfacción y adherencia por parte de los pacientes [59]. En este contexto, se destaca el estudio clínico multicéntrico realizado con el sistema de telerehabilitación ReHand, el cual incluyó a 663 pacientes con lesiones traumáticas óseas y de tejidos blandos en mano, muñeca y dedos. Los resultados evidenciaron mejoras significativas en la funcionalidad, reducción del dolor, disminución de derivaciones a rehabilitación y menor número de sesiones presenciales por paciente [60].

Exoesqueletos podrían ampliar acceso a terapias especializadas en domicilio, reduciendo costes de visitas clínicas [62], ayudando a comunidades rurales reduciendo la necesidad de viajar grandes distancias para un cuidado especializado del mismo [61].

1.5.2.7. Revisión de patentes

- **US20110282253A1**: Exoesqueleto en la Figura 6 con 2 grados de libertad (flexión/extensión, desviación radial/cubital) para terapia de rehabilitación. Incluye actuadores lineales, motores, cables y SMAs [64].

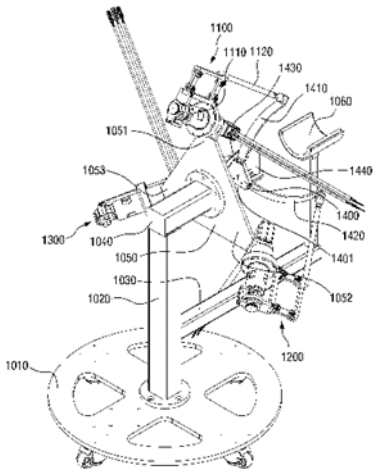
Figura 6. Exoesqueleto con 2 grados de libertad



Fuente: https://eureka.patsnap.com/patent-CN107648013A

- **CN107648013A**: Robot de rehabilitación de extremidad superior con 5 grados de libertad, Figura 7 incluye función de muñeca [65].

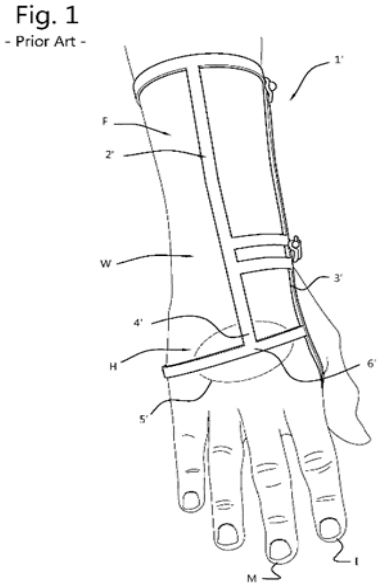
Figura 7. Robot de rehabilitación con 5 grados de libertad



Fuente: https://patents.google.com/patent/KR101849478B1/en

- **US20200078203A1**: Ortesis que permite libertad de movimiento de dedos y ajuste a diferentes tamaños de mano [66].
  Tendencias clave: enfoque en comodidad, uso domiciliario, mecanismos de actuación innovadores y sistemas de control integrados.

Figura 8. Robot de rehabilitación de mano/muñeca



Fuente: https://eureka.patsnap.com/patent-US20200078203A1

1.5.3. Marco normativo

El desarrollo de una órtesis tipo exoesqueleto para rehabilitación de muñeca debe ceñirse a normas internacionales de dispositivos médicos. En particular se requieren sistemas de gestión de calidad y gestión de riesgos específicos de la industria sanitaria. Por ejemplo, la norma ISO 13485:2016 [44] establece los requisitos de calidad para fabricantes de productos sanitarios. De igual forma, la ISO 14971:2020 [44] especifica el proceso de gestión de riesgos aplicable a estos dispositivos, y la serie ISO 10993 [44] define los ensayos de biocompatibilidad de materiales.

1.5.3.1. PRÓTESIS Y ÓRTESIS

Las normas como ISO 22523:2006 [47] establecen requisitos y métodos de ensayo para prótesis y órtesis externas. Asimismo, la ISO 7250-1:2008 [47] provee datos antropométricos básicos para el diseño ergonómico de dispositivos que interactúan con el cuerpo humano. Para el diseño ergonómico y centrado en el usuario, se consideran también estándares como ISO 9241-210 [47] y recomendaciones ergonómicas generales (ISO 26800) [47]. En el caso de fabricación aditiva, es relevante la norma conjunta ISO/ASTM 52900:2015 [47], que define principios y terminología de impresión 3D.

Se emplean normas ASTM para la caracterización de materiales y pruebas mecánicas. Por ejemplo, la ASTM F1839-08(2021) [49] especifica las propiedades de espuma de poliuretano rígido usada como material de referencia en ensayos de dispositivos ortopédicos. Otras normas relevantes incluyen métodos de ensayo de tracción y fatiga para plásticos (ASTM D638, ASTM F2977) [49], así como especificaciones para aleaciones metálicas (ASTM A36 para acero, ASTM F384-17 para dispositivos de fijación ortopédica) [49].

1.5.3.2. ÁMBITO REGULATORIO

La órtesis se considera un producto sanitario. En Colombia debe registrarse ante INVIMA según el Decreto 4725 de 2005 [43] y resoluciones complementarias como la Resolución 4816 de 2008 y la Resolución 1319 de 2010 [43]. En la Unión Europea responden al Reglamento (UE) 2017/745 (MDR), siendo clasificados como dispositivos médicos activos de rehabilitación (Clase IIb). En Estados Unidos, la FDA clasifica exoesqueletos terapéuticos como dispositivos de clase II, y en Canadá se catalogan como clase II activos.

1.5.3.3. DISEÑO

Se considera el confort y la ergonomía del usuario. Se recomienda basarse en datos antropométricos (ISO 7250) [47] para ajustar el exoesqueleto. El diseño estructural debe asegurar la resistencia mecánica: análisis por elementos finitos y ensayos de fatiga son útiles para validar el dispositivo. Los materiales en contacto con la piel deben cumplir ISO 10993 [44] de biocompatibilidad. El diseño sigue criterios de la ISO 9241-210 [47], minimizando zonas de presión y facilitando ajustes, y evalúa el confort mediante ensayos de usabilidad (IEC 62366) [51].

1.6. MARCO METODOLÓGICO

A continuación, se detalla la metodología de investigación y los procedimientos seguidos para el diseño, modelado, simulación y validación del exoesqueleto de muñeca. La estrategia de diseño se basa en un enfoque de ingeniería y diseño. El proceso busca desarrollar un prototipo de exoesqueleto de muñeca funcional y seguro, estructurándose en una serie de fases interdependientes y sistemáticas. Este proceso se divide en las fases mostradas en la Figura 9.

Figura 9. Metodología de investigación

Fuente: Elaboración propia

2. DISEÑO MECATRÓNICO DEL DISPOSITIVO

Con este proyecto se da una propuesta intermedia basada en un diseño **puramente mecánico**, que utiliza un sistema de **asistencia pasiva mediante resortes de compresión**, los cuales permiten guiar el movimiento de la muñeca simulando la acción de los músculos extensores y flexores, sin requerir componentes electrónicos ni automatización. Esta aproximación busca ofrecer una alternativa funcional, accesible y adaptable para procesos de rehabilitación, especialmente en contextos con recursos limitados [36].

El diseño incorpora **impresión 3D con material PETG**, seleccionado por su equilibrio entre resistencia, ligereza y flexibilidad lo que permite fabricar una estructura cómoda, duradera y ergonómica. Además, se implementan **reatas de ajuste** que permiten adaptar la órtesis a diferentes tamaños de antebrazo garantizando un uso seguro y estable [68].

2.1. REQUISITOS DE DISEÑO

La órtesis debe tener ciertas propiedades y características que permitan el cumplimiento en ayudar a la rehabilitación de personas que necesitan hacer movimiento de dicha articulación, para así recuperar la motricidad. Teniendo en cuenta que la muñeca posee tres grados de movimiento, se centra en solo el desplazamiento de dos: movimiento de flexión-extensión y desviación radial-cubital. La anatomía humana es igual para cada individuo, pero su proporción en tamaño y volumen son muy variables como las razones por las que la muñeca tienda a perder su capacidad de reaccionar ante diferentes escenarios comunes; debido a esto se plantea el uso de materiales que puedan ajustarse al tamaño del individuo, sin afectar su funcionalidad, calidad y movimiento [19]. Las propiedades tanto del filamento de impresión el cual se va a utilizar para su construcción y los elementos u objetos que ayudan al desarrollo mecánico de la órtesis, deben interactuar de modo que no afecte al usuario siendo ligero y fácil de portar [26].

Las correas y los conectores plásticos están encargados en acoplar la extremidad superior a la órtesis, permitiendo que este diseño, el cual está orientado a realizar movimientos mecánicos pasivos mediante componentes con capacidades para absorber o recibir una fuerza aplicada, y puedan devolverla para estabilizar el sistema. Conociendo los factores involucrados para su desarrollo, pueden ser clasificados en tres puntos: la funcionalidad, la parte técnica, la ergonomía y estética de la órtesis [26].

a. **Funcionalidad:** La ortesis tendrá la capacidad de desplazamiento en dos grados de libertad, los cuales serán el movimiento de flexión/extensión y desviación radial/cubital. Las piezas estarán diseñadas para tomar la posición o inclinación de acuerdo con al ángulo que desee poner el usuario la muñeca. Debido a que este exoesqueleto de rehabilitación tiene diferentes puntos de posición, se debe añadir sistemas de ajuste o elementos que permitan que la órtesis se mantenga en la sección del antebrazo y mano sin quedar tan ajustada o suelta, evitando tener una mala adherencia ya que puede conducir a peores resultados, mayor costes y menor productividad laboral [67]; para ello se propone el uso de reatas con ancho de 3 a 5 centímetros con conectores conocidos como herrajes de hebilla plásticos.
b. **Datos técnicos:** La fabricación de este exoesqueleto debe poseer alternativas enfocadas en la comodidad y el dinamismo de este al ponerlo sobre la superficie del antebrazo; la impresión 3D no solo es una aplicación para figuras y elementos varios, también es aplicada a la reparación y

fabricación de piezas en materiales que pueden reemplazar la pieza original en equipos o diseñar objetos resistentes a condiciones físicas como fuerza, elasticidad, resistencia al impacto o torsión [8]. De los filamentos que más se acercan a las características que se tiene el interés en utilizar es el filamento PETG, con propiedades elásticas y resistencia adecuados para un entorno de rehabilitación al paciente. En cuanto al sistema mecánico que va a encargarse de darle el desplazamiento, se utilizarán resortes que por medio de los cálculos realizados se puede encontrar una referencia o medida dentro los valores comerciales que se pueda escoger para el diseño.

c. **Ergonomía y estética:** El diseño debe tener una postura donde su construcción se tome en cuenta los soportes y la adaptación de un material hacia la anatomía humana, haciendo la estructura más dinámica y fácil de portar cuando se requiera.

2.2. METODOLOGÍA DE DISEÑO

Las tecnologías actuales dadas por profesionales de la salud llevan a cabo datos provenientes de las experiencias en los pacientes para hacer retroalimentación de la información y tomar acción ante las lesiones o condiciones que poseen estas personas; este proyecto a largo plazo puede tener una respuesta en referencia a su uso, con uno o varios individuos, por ahora su desarrollo concluye en las pruebas simuladas y la teoría [19].

Para comprender cómo fue diseñada la órtesis, se tomaron en cuenta múltiples referencias de proyectos realizados, entre estas referencias se tomaron el diseño de exoesqueleto para muñeca [63], el exoesqueleto portátil [23] y otros proyectos que, a pesar de tener sistemas electrónicos para control, sus estructuras aportan una base en la cual se toma en cuenta la importancia de la anatomía del antebrazo para cumplir con los requisitos de movimiento.

En cuanto a los diseños y planos, en su inicio tuvieron algunas limitaciones de movimiento de la muñeca, se rediseñaron con el propósito de dar a la extremidad superior mayor libertad de movimiento, cumpliendo con los objetivos anteriormente propuestos, los cuales se refieren al movimiento de flexión/extensión y desviación radial/cubital. Para más información de los planos, se puede observar en el **Anexo A**.

Para la realización de este proyecto, se integraron diversas herramientas de software especializadas, cada una desempeñando un rol crítico en etapas específicas del proceso. A continuación, se detallan los programas de Autodesk Inventor, Ultimaker Cura y MatLab los cuales fueron elementos clave para su ejecución efectiva.

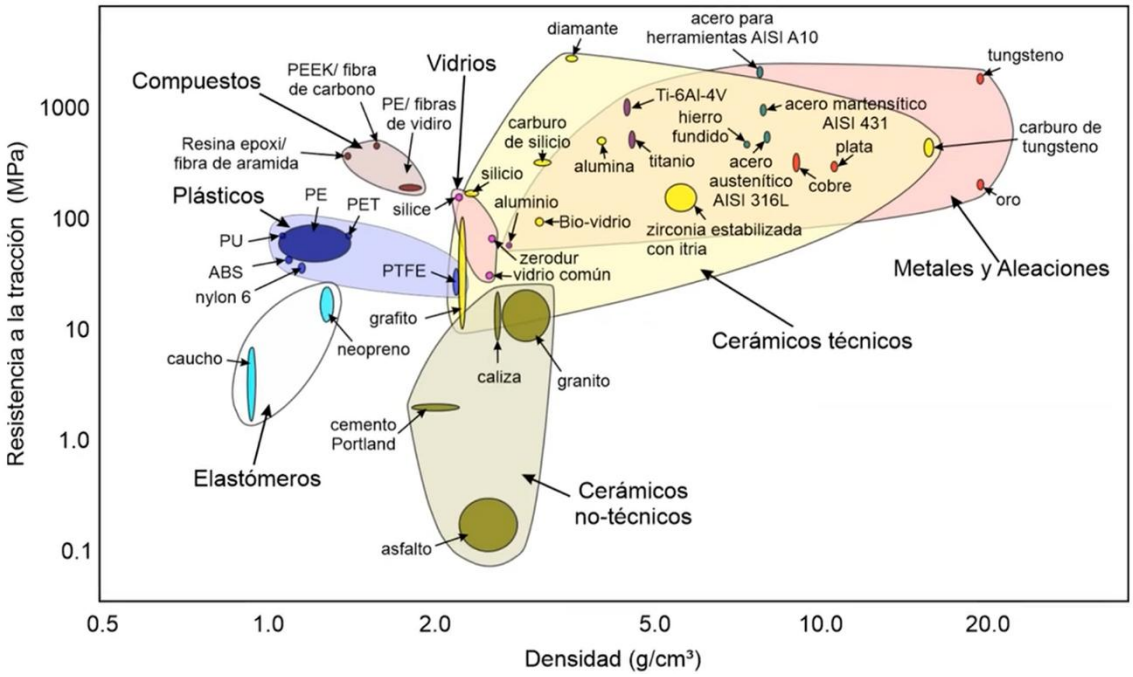
a. **Autodesk Inventor:** Este software de diseño asistido por computadora (CAD) fue fundamental para el diseño y modelado 3D de los componentes de la órtesis. Permitió crear modelos detallados de cada pieza, ensamblarlas virtualmente para verificar el ajuste y la funcionalidad, generando planos técnicos para su fabricación. También se usó para hacer el análisis de elementos finitos.
b. **Ultimaker Cura:** Es un software diseñado para transformar archivos tridimensionales en archivos de impresión de acuerdo con el material elegido, el cual permite la edición de sus características permitiendo conocer los datos de impresión como el tiempo, consumo de material, caminos por capa y permite escalar los modelos 3D a la comodidad del usuario.

c. **Matlab:** Este software de análisis de datos, desarrollo de algoritmos y simulación numérica, se usó para realizar la simulación de movimientos de flexión/extensión, desviación radial/cubital y pronación/supinación.

2.3. SELECCIÓN DE MATERIALES

Para la selección de materiales es posible utilizar diferentes opciones, desde la madera hasta el aluminio o el hierro, pero teniendo claro que el material requerido se encuentra en una sección correspondiente a polímeros los cuales sirven para el desarrollo de órtesis, prótesis, se toma en cuenta que existen materiales plásticos o polímeros que tienen propiedades de flexibilidad, resistencia, fuerza y peso; estos materiales son adecuados para las funciones requeridas en la rehabilitación de la extremidad superior, sin causarle un daño que afecte o aumente su condición en dicha articulación y evitar una lesión más profunda.

Figura 10. Diagrama de Ashby



Fuente: Material Property Charts, 4ta edición (2010), Butterworth Hennieman

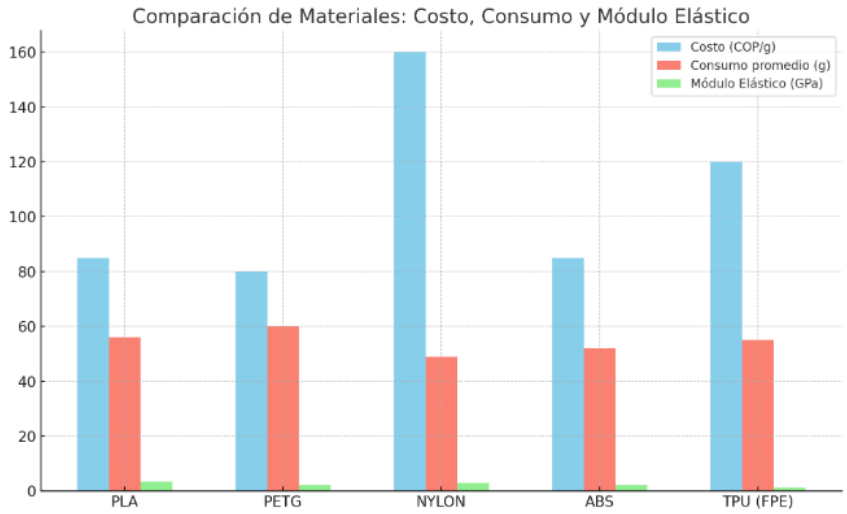
Al tomar como base el diagrama anterior, se puede conocer con mayor claridad la ubicación exacta de los materiales que se necesitan para el diseño y que tipos se encuentran dicha sección.

Se puede analizar en la gráfica de la Figura 10, los polímeros que se encuentran en la sección de plásticos y polímeros termoplásticos donde se puede hacer una comparación de las propiedades de algunos de estos. Algunos materiales contienen propiedades favorables para tomar en cuenta; esto permite hacer un análisis sobre la selección, tener un rango más corto, y permita reducir las opciones para llegar al material seleccionado.

Con una herramienta tan avanzada como la impresión 3D en la actualidad, los diseños que se orientan a mejorar la condición humana han evolucionado al punto de hacer un cambio, en la manera en que los

pacientes puedan portarlas en la vida diaria sin afectar su rutina. A continuación, la siguiente gráfica de la Figura 11, toma en cuenta materiales de los filamentos que poseen características de termoplásticos y se comparan algunas de sus propiedades para definir qué tipo de material puede ser mejor y/o más accesible al público en general.

Figura 11. Gráfica Comparativa de materiales

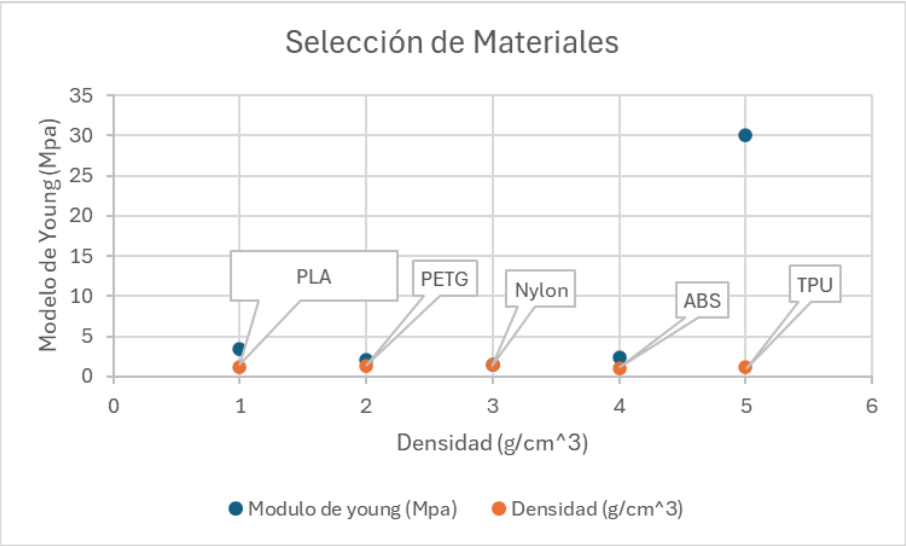


Fuente: Elaboración propia

Anteriormente, con las gráficas presentadas se hace una filtración entre las opciones de material basado en costo, consumo y elasticidad del material, por lo que ahora se filtra nuevamente con materiales potenciales que poseen buenas propiedades para la estructura de la órtesis. Para el desarrollo de la gráfica de comparativa de materiales se toma la información recopilada de costos, consumo y material que se puede evidenciar en el **ANEXO C.**

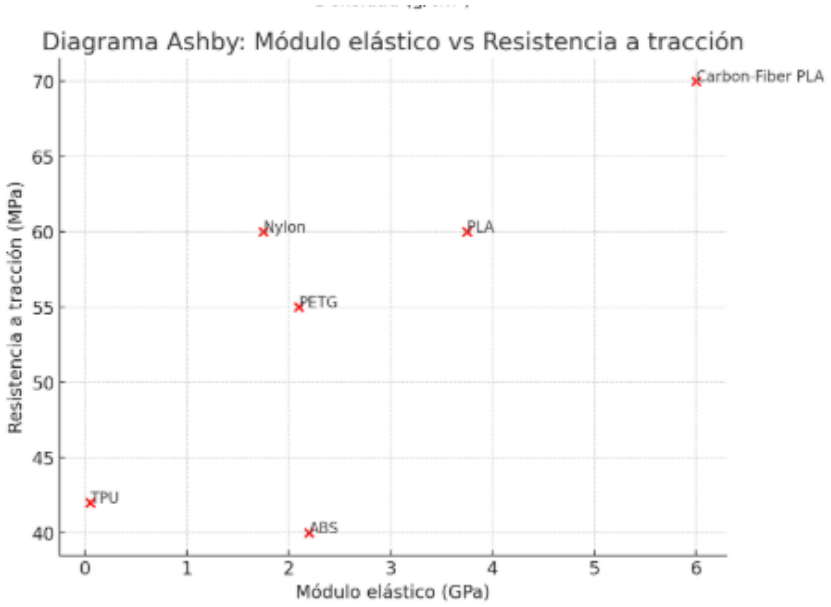
En las siguientes gráficas se muestra la comparación de las propiedades entre elasticidad y densidad (Figura 12), el diagrama de resistencia y elasticidad (Figura 13), y el diagrama de elasticidad y densidad (Figura 14)

Figura 12. Gráfica Selección de materiales



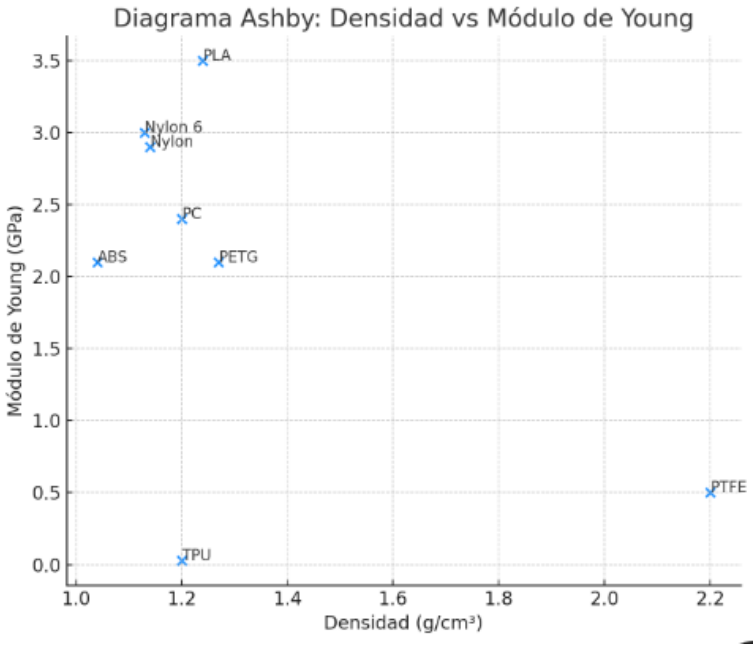
Fuente: Elaboración propia

Figura 13. Gráfica Diagrama de Ashby Resistencia a tracción vs Modulo elástico



Fuente: Elaboración propia

Figura 14. Gráfica Diagrama de Ashby Modulo de Young vs Densidad



Fuente: Elaboración propia

Al tomar en cuenta los datos observados en la Tabla 3, se hace un estudio de costos sobre la realización de la órtesis en diferentes tipos de materiales [53]; con datos recopilados con información de proveedores de servicios en Colombia, específicamente en la ciudad de Bogotá, se realiza una comparación de valores, y se tiene en cuenta el tipo de material, la marca, el costo por gramo, consumo de energía, tiempo de fabricación y el tipo de pieza.

Tabla 3. Tabla de costos impresión de órtesis

Material	Tiempo de impresión (min)	Costo gramo	Consumo Filamento (g)	Precio rollo (COP)	Potencia (kW)	Precio /kWh	Tasa de fallos (%)	Porcentaje de ganancia	Costo total ($)	Metro filamento
PLA	1612	85	310	85000	0,35	500	0,30	0,30	284339	92,22
PETG	1564	80	334	80000	0,35	500	0,30	0,30	277536	109,40
NYLON	2968	160	270	160000	0,35	500	0,30	0,30	513990	101,07
ABS	1518	85	289	85000	0,35	500	0,30	0,30	267058	109,40
TPU (FPE)	1614	120	305	120000	0,35	500	0,30	0,30	301659	101,01

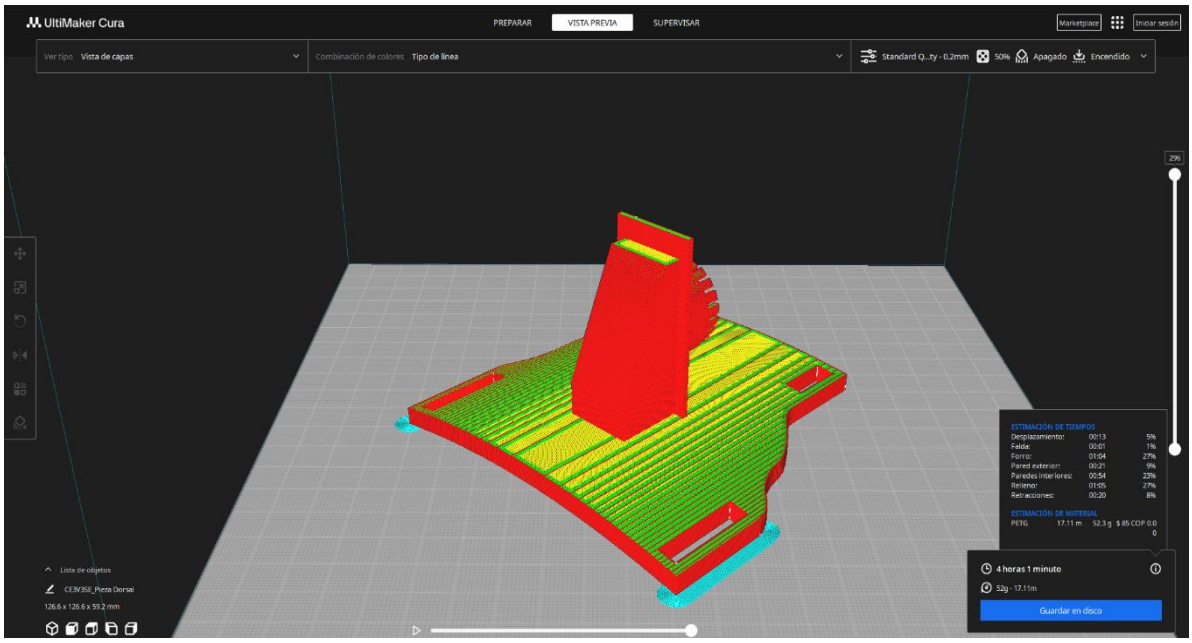
Tomado de: Elaboración propia

2.4. PROTOTIPADO Y EXPLOSIONADO

El diseño de cada pieza después de ser terminados y conectados a la estructura general de la órtesis se pasa a un programa de laminado en impresión 3D (FDM) con el nombre de Ultimaker Cura, tomando en cuenta que la impresión se tomó de base de construcción a la impresora Ender 3 v3 se de la serie Ender 3.

Para transferir los planos a archivos que se puedan leer en el programa Cura deben convertirse en archivo de impresión (.stl). En cuanto el archivo se pueda leer en el programa, se ajustan los parámetros de impresión para reducir el costo, tiempo y la cantidad de material que se pueda usar para desarrollar la pieza. Como se puede ver en la siguiente imagen, esta es la preparación

Figura 15. Modelado por programa.



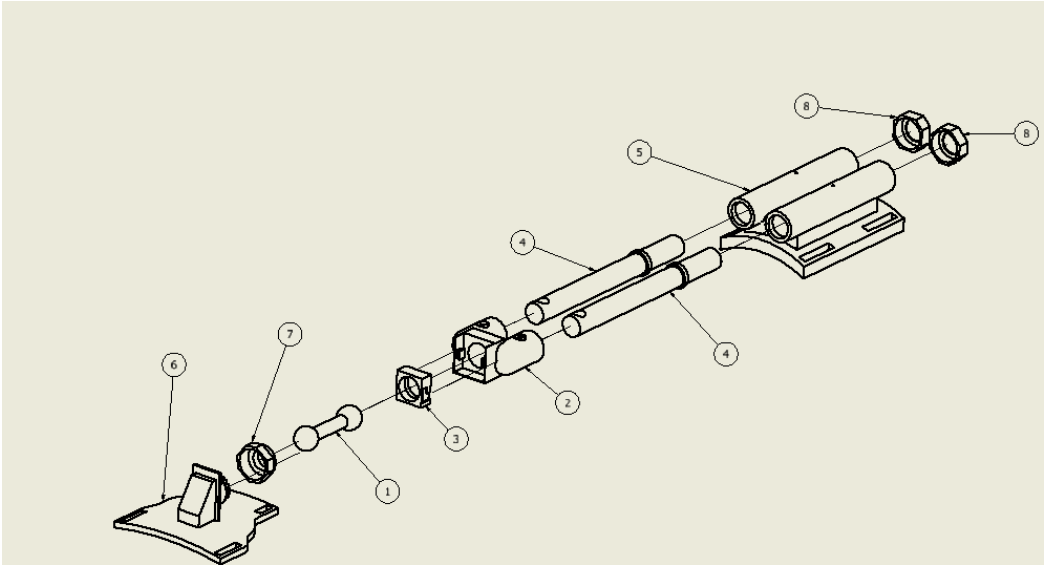
Fuente: Elaboración propia en el software UltiMaker Cura

En cuanto los parámetros están listos, el programa brinda algunos datos que revelan la cantidad de consumo por gramo, número de líneas, cantidad de filamento usado por metro y tiempo de impresión que basado en la Figura 15, es de cuatro horas y un minuto.

2.5. MECANISMOS DE ACTUACIÓN

A través del modelado 3D realizado para construir la órtesis, se tiene en cuenta la posición de cada pieza y la importancia de cada una al momento de hacer algún rango de movimiento. Por ello, se crea un plano que toma en orden su estructura y facilite la comprensión de órtesis al ser construida. Por medio de la Figura 15, se puede observar la estructura de la órtesis.

Figura 16. Explosionado del diseño CAD



Fuente: Elaboración propia en el software Inventor

Durante la flexión: Un par de resortes paralelos ubicados en la cara dorsal se comprime, generando una fuerza restauradora que tiende a llevar la muñeca de regreso a su posición neutra.

Durante la extensión: El segundo par de resortes se activa, comportándose de forma similar para contrarrestar el movimiento y favorecer el retorno al estado neutro.

Durante desviaciones cubitales o radiales: los resortes se comprimen de manera proporcional, dependiendo del sentido del desplazamiento, generando una resistencia pasiva que favorece la estabilización articular.

El sistema mecánico cuenta con:

- Una **rótula localizada en la parte dorsal de la mano**, permitiendo movilidad angular (elemento 1 de la Figura 16).
- Una **segunda rótula situada sobre la articulación de la muñeca**, que conecta la estructura dorsal con dos **cilindros contenedores de los resortes**, facilitando la distribución de esfuerzos y la adaptabilidad anatómica del dispositivo (elemento 1 y 3 de la Figura 16).

2.5.1. EXPLICACIÓN DE MOVIMIENTO DE RESORTES CON LAS VARILLAS Y ROTULAS

El sistema mecánico se compone de **resortes de compresión** alojados en **cilindros huecos** ubicados en la pieza 5 mostrada en la Figura 16, fijados mediante una **riata ajustable**. Cada cilindro contiene una **varilla central** (pieza 4), alrededor de esta varilla están los resortes.

Compresión controlada: La varilla posee un **tope central** que, al desplazarse axialmente, permite la compresión simultánea de los resortes contra las paredes internas del cilindro, generando fuerzas restauradoras en respuesta al movimiento de la muñeca.

Conexión estructural: Las varillas están articuladas mediante **pasadores** a un **punto central ubicado en la articulación de la muñeca,** la cual hace referencia a la pieza 2 de la Figura 16. Cumpliendo la función de unir y transmitir los desplazamientos generados por la mano y muñeca hacia el sistema de resortes.

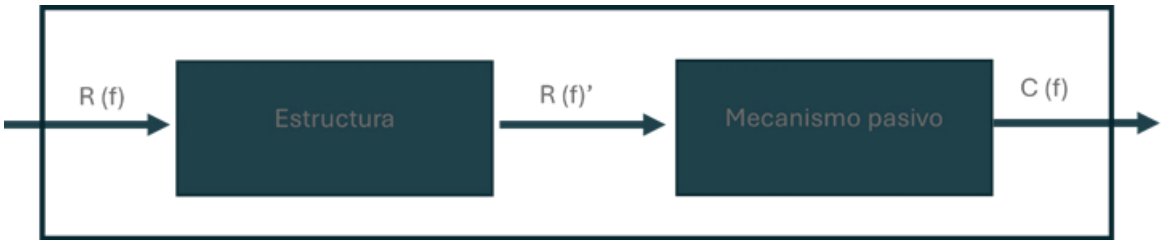
Rótulas funcionales: Este mecanismo interactúa con las **rótulas previamente descritas**, permitiendo una movilidad angular controlada y facilitando el alineamiento biomecánico de la órtesis con la cinemática articular.

En este sentido, el diseño se beneficia de la comparación con dispositivos de referencia como el RiceWrist-S, que constituye un modelo avanzado de articulación mecánica distal con múltiples grados de libertad. Su estudio aporta criterios clave como la transparencia dinámica, la sensorización precisa y la validación clínica, permitiendo contrastar el presente enfoque pasivo con resortes frente a soluciones activas motorizadas. Asimismo, la pertinencia clínica de órtesis ajustables ha sido respaldada por estudios recientes, como el de Hilaris Publisher (2025) [42], que evaluó una férula de muñeca ajustable para fractura distal simple de radio, demostrando tanto eficacia terapéutica como alta satisfacción del paciente, evidenciando la relevancia de diseños personalizables y adaptativos en la práctica clínica [40].

3. CÁLCULOS

El propósito de este capítulo es establecer los fundamentos numéricos y teóricos que garantizan la viabilidad mecánica y ergonómica del exoesqueleto. Aquí se definen los límites de los cálculos de fuerzas y estabilidad necesarios para validar cada etapa del diseño, el esquema que representa el accionamiento del diseño es el mostrado en la Figura 17.

Figura 17. Esquema general del sistema



Fuente: Elaboración propia

I. R (f) → Fuerza ejercida de entrada por el usuario
II. R (f)' → Grado de posición de la extremidad diferente a la inicial
III. C (f) → Grado de libertad final de órtesis y extremidad
IV. Estructura → Órtesis estructural
V. Mecanismo pasivo → Resortes de compresión y rotula

3.1. CONSIDERACIONES PARA CÁLCULOS TEÓRICOS

El proceso de cálculo sigue una secuencia estructurada que parte de la recopilación de referencias bibliográficas y culmina en la construcción de modelos detallados en cálculos teóricos.

3.1.1. VALIDACIÓN DE FUERZA MÁXIMA DE MANO

Según un estudio de la Universidad Piloto de Colombia Prado Casiano, Muñoz Díaz & Sánchez Gómez, (2020) [84], la fuerza máxima generada por la mano durante actividades comunes de oficina puede alcanzar los 5,76 N. Esta medición sirve como punto de partida para estimar las fuerzas mínimas requeridas en un dispositivo de órtesis funcional y ergonómico para asistir el movimiento. Además, una revisión sistemática Quality, productivity (2023) [69] resalta que el impacto de los exoesqueletos sobre la calidad y productividad laboral es altamente dependiente del tipo de tarea realizada y el diseño del exoesqueleto.

3.1.2. PESO REAL VS. PERCEPCION DE MANO/MUÑECA

Ferrè et al. (2023) [71] demuestran que los humanos **subestiman el peso de su mano en un 35-40%**. Mientras la mano promedio pesa **~0.6 kg**, la percepción sensorial lo reduce a **~0.36 kg**. Esta brecha neurocognitiva afecta el diseño de dispositivos de asistencia: un exoesqueleto debe compensar el **peso real** (no el percibido) para evitar fatiga muscular y garantizar eficiencia biomecánica.

3.1.3. PROGRESIÓN DE PESOS EN REHABILITACIÓN DE MUÑECA

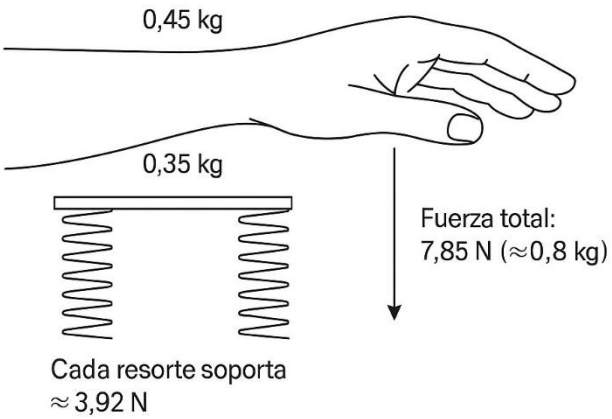
Según University Hospitals Sussex NHS Foundation Trust. (2022) [91], la rehabilitación debe hacer minuciosa y prolongada basado en protocolos de fracturas distales de radio [28].

- **Fase Inicial (0-4 semanas):**
    a. ***Cargas*:** 0.5-1 kg
    b. ***Ejercicios**:* Prensión ligera con espuma, movilización pasiva sin carga.
    c. ***Objetivo**:* Reducir edema y dolor, prevenir rigidez.
- **Fase Intermedia (4-8 semanas):**
    d. ***Cargas*:** 1-2.5 kg
    e. ***Ejercicios**:*
        i. Pinza digital con bandas (1-1.5 kg).
        ii. Flexo-extensión con pesos de 0.5-2 kg.
    f. ***Objetivo**:* Restaurar movilidad y fuerza básica.
- **Fase Avanzada (8+ semanas):**
    g. ***Cargas*:** 2.5-4.5 kg
    h. ***Ejercicios**:*
        i. Prensas cilíndricas (hasta 4 kg).
        ii. Simulación ocupacional (ej.: manipulación de herramientas con 3.5 kg).
    i. ***Objetivo**:* Recuperación funcional para actividades laborales.

3.2. CÁLCULOS DE LOS DOS RESORTES MÍNIMOS PARA SOSTENER LA MANO Y MUÑECA

Se determina el peso de la mano con base en la referencia citada anteriormente, con el objetivo de compensar su efecto frente a la gravedad y mantener una posición neutral. Para los cálculos correspondientes, se utiliza como guía la Figura 18.

Figura 18. Distribución del peso con respecto al resorte



Fuente: Elaboración propia

Peso total a soportar:

- Muñeca: 0.35 kg (promedio)
- Mano: 0.45 kg (promedio)
- Total: 0.8 kg
- Fuerza total:

$$F = m \cdot g = 0.8\,kg \cdot 9.81\,\frac{m}{s^2} = 7.848\,N$$

- Cada resorte debe soportar:

$$F = \frac{7.848}{2} \approx 3.924\,N$$

Deflexión asumida del resorte

- Longitud libre: 64.5 mm = 0.0645 m
- Deflexión: 25% = 16.125 mm = 0.016125 m

Constante elástica requerida por resorte

$$k = \frac{F}{\Delta x} = \frac{3.924}{0.016125} \approx 243.3\,\frac{N}{m}$$

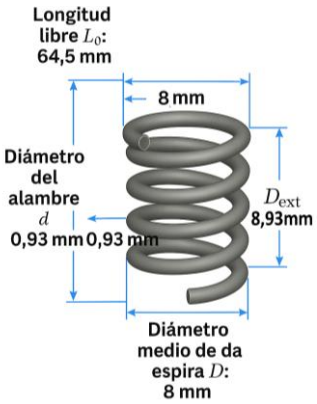
Con las dimensiones del resorte se usó la fórmula para la constante elástica de un resorte helicoidal

$$k = \frac{G \cdot d^4}{8 \cdot D^3 \cdot n}$$

Despejando d:

$$d = \left(\frac{8D^3nk}{G}\right)^{\frac{1}{4}} = \left(\frac{8 \cdot (0.008)^3 \cdot 10 \cdot 243.3}{7.9e10}\right)^{\frac{1}{4}} \approx 0.93mm$$

Figura 19. Dimensiones del resorte



Fuente: Elaboración propia

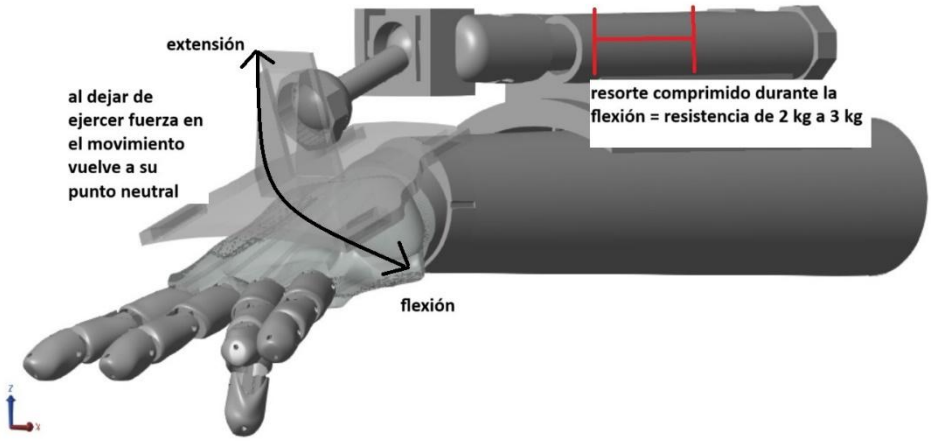
Resultado por resorte:

- Diámetro del alambre: 0.93 mm
- Diámetro medio: 8 mm
- Diámetro externo: D_{ext} 8.93 mm
- Longitud libre: 64.5 mm
- Espiras activas: 10
- Constante elástica: ≈ 243 N/m
- Carga por resorte: 3.924 N
- Carga total (2 resortes): 7.85 N (≈0.8 kg)

3.3. CÁLCULOS MÁXIMOS PARA TERAPIA

Ahora siguiendo con la aplicación y mejoras de terapias, según University Hospitals Sussex NHS Foundation Trust. (2022) [91] se aplican cargas progresivas, junto con ejercicios de movilidad que usarían los siguientes resortes para aplicar estas cargas extras como se ve en la Figura 20.

Figura 20. Análisis de fuerza y resistencia del resorte.



Fuente: Elaboración propia

Peso total a soportar del resorte:

- Mínimo:

$$2\ kg \rightarrow F = 19.62\ N$$

- Máximo:

$$3kg \rightarrow F = 29.43\ N$$

Por resorte: Mínimo (9.81 N) a Máximo (14.715 N)

Constante elástica con misma deflexión (0.016125 m)

$$k_{min} = \frac{9.81}{0.016125} \approx 609\ \frac{N}{m}$$

$$k_{max} = \frac{14.715}{0.016125} \approx 913\ \frac{N}{m}$$

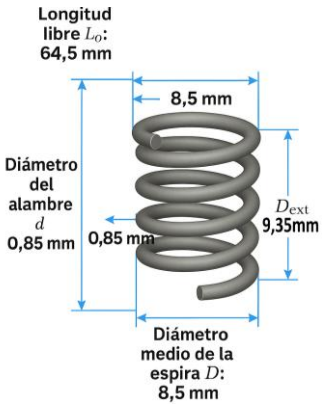
Valor adoptado:

$$k \approx 850\ \frac{N}{m}$$

Dimensiones del resorte (G = 7.9e10, D = 8.5 mm, n = 10)

$$d = \left(\frac{8 \cdot (0.0085)^3 \cdot 10 \cdot 850}{7.9e10}\right)^{\frac{1}{4}} \approx 0.85mm$$

Figura 21. Dimensiones del resorte



Fuente: Elaboración propia

Resultado por resorte:

- Diámetro del alambre: 0.85 mm
- Diámetro medio: 8.5 mm
- Diámetro externo: D_{ext} 9.35 mm
- Longitud libre: 64.5 mm
- Espiras activas: 10
- Constante elástica: ≈ 850 N/m
- Carga por resorte: 13.7 N
- Carga total (2 resortes): 27.4 N (≈2.8 kg)

Estos resultados permiten definir diseños prácticos de resortes para ortesis o sistemas mecánicos que deban soportar el peso de la mano y muñeca humana, considerando tanto condiciones normales como fases de rehabilitación con cargas reducidas.

3.4. PROTOTIPO

Para el prototipo se usó un resorte de dimensiones: 1.0*20*60, para una rehabilitación media ya que es un resorte comercial, el cual siendo 2 en paralelo soportara aproximadamente 2kg. (Diámetro alambre: 1.0 mm, Diámetro externo: 20 mm, Longitud libre: 60 mm)

Fórmula:

$$F_{max} = \frac{t_{adm} \cdot \pi \cdot d^3}{k_w \cdot 8 \cdot D}$$

Tensión admisible (t_{adm}):

Acero ASTM A228: $t_{adm} = 500MPa$

Calculo:

$$F_{max} = \frac{500 \cdot 10^6 \cdot \pi \cdot (0.001)^3}{1.074 \cdot 8 \cdot 0.019} = 9.62\ N$$

Masa equivalente:

$$m = \frac{9.62}{9.81} = 0.98\ kg$$

Esto significa que, al ser dos resortes en paralelos según el diseño, estas 2 se suman:

$$Resorte\ 1\ =\ 0.98\ kg\ y\ Resorte\ 2\ =\ 0.98\ kg$$

$$Resorte\ 1\ +\ Resorte\ 2\ =\ 1.98\ kg$$

Para asegurar la etapa media de la rehabilitación, se deben seguir los criterios establecidos en el Capítulo 3.1.3 Progresión de pesos en rehabilitación de muñeca, donde se detalla la carga parcial recomendada del 25% del peso tolerado durante esta fase.

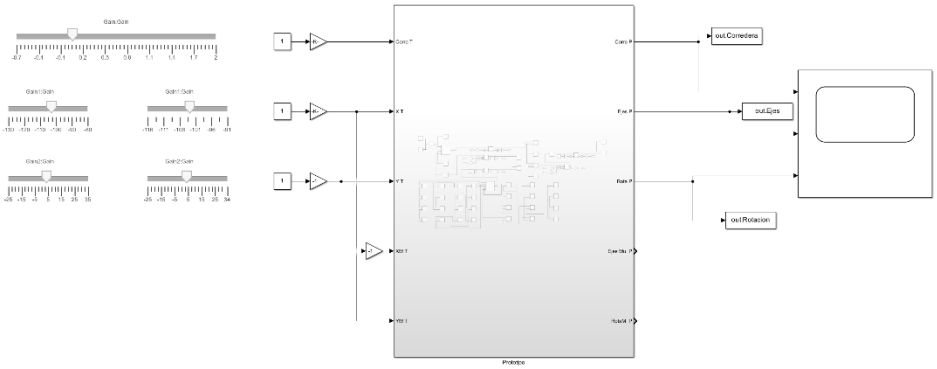
4. SIMULACIÓN Y VALIDACIÓN

El propósito de esta etapa es validar tanto el comportamiento cinemático, como estructural del exoesqueleto diseñado para la articulación de la muñeca. Se busca verificar que el sistema permita los movimientos de flexión, extensión, desviación radial y cubital de manera eficiente como segura, para garantizar la integridad estructural del dispositivo bajo las condiciones de carga previstas [29].

4.1. SIMULACIÓN DEL MOVIMIENTO ARTICULAR EN MATLAB

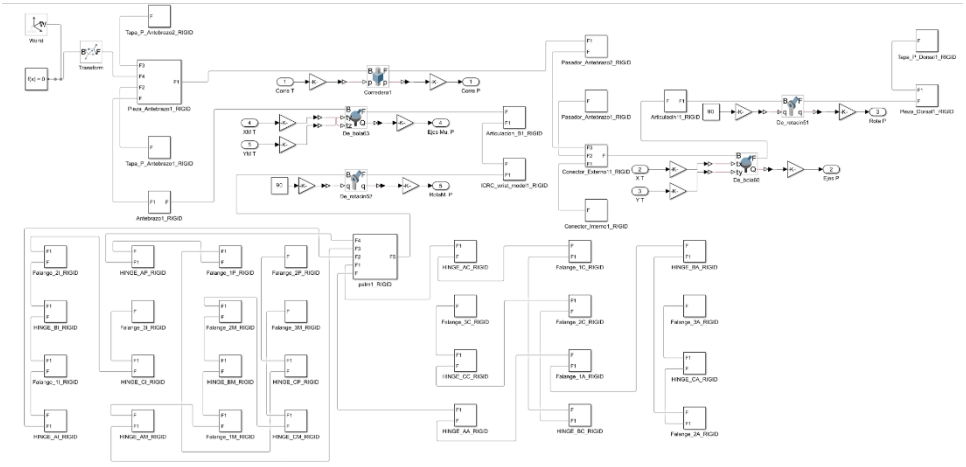
Para evaluar el comportamiento cinemático del exoesqueleto, se desarrolló una simulación del movimiento en la muñeca rotándola en sentido horario, utilizando MATLAB R2025a. A través de este entorno se modeló el sistema mecánico del exoesqueleto y se analizó su capacidad para replicar los rangos de movimiento, anatómicos de la muñeca humana.

Figura 22. Diagrama de bloques externo del sistema de simulación en MATLAB



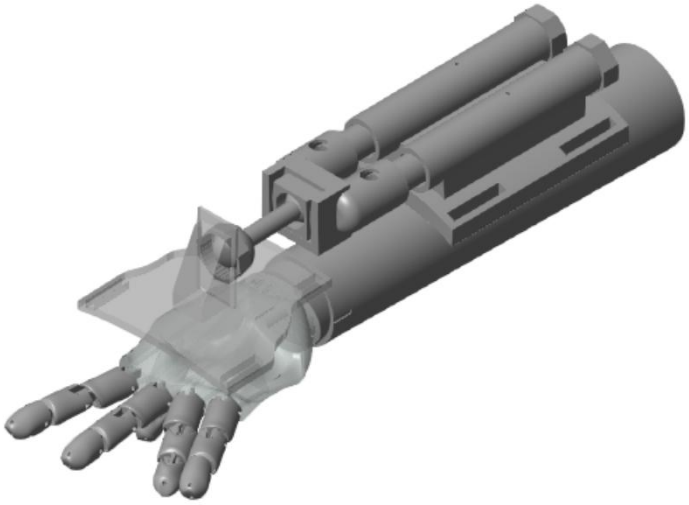
Fuente: Elaboración propia en el software Matlab

Figura 23. Diagrama de bloques interno para el control del movimiento de la muñeca



Fuente: Elaboración propia en el software Matlab

Figura 24. Modelo 3D de Prótesis



Fuente: Elaboración propia en el software Matlab

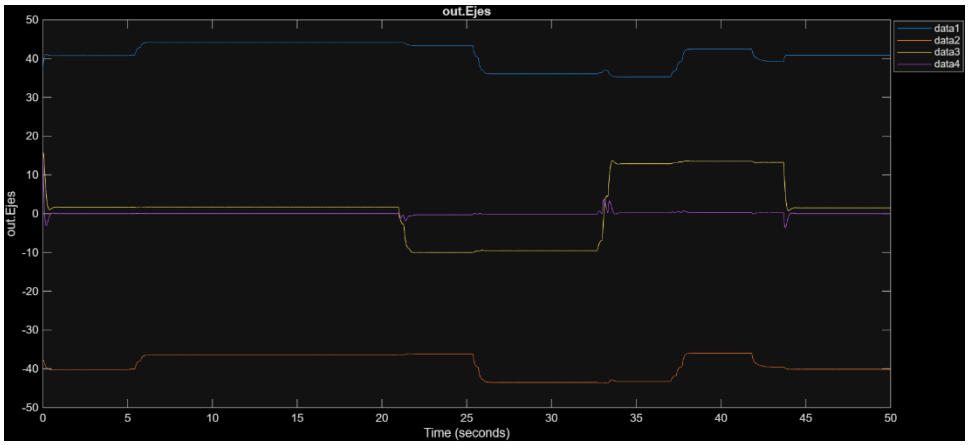
El modelo dinámico del exoesqueleto, previamente detallado en el diagrama de bloques de Simulink (Figura 22 y Figura 23) y visualizado en el diseño CAD (Figura 24), fue implementado en el entorno de Simscape Multibody. Los parámetros físicos esenciales de cada componente fueron directamente importados del diseño CAD de Inventor al entorno de Simscape. Específicamente, las propiedades de las uniones y los cuerpos rígidos fueron definidas con precisión, para reflejar el comportamiento mecánico real del dispositivo.

4.1.1. GENERACIÓN DE SEÑALES DE ENTRADA Y ADQUISICIÓN DE DATOS

Para simular el movimiento deseado de la prótesis, se aplicaron perfiles angulares específicos como señales de entrada al exoesqueleto. Estas señales que emulan los comandos generados por los "sliders" de control, permiten definir perfiles de movimiento escalonados y sostenidos. El enfoque principal de esta simulación fue la evaluación de una rotación en sentido horario.

Durante la ejecución de la simulación, las siguientes variables angulares fueron monitoreadas y registradas en el Workspace de MATLAB para su posterior análisis.

Figura 25. Representación de los ejes de referencia utilizados

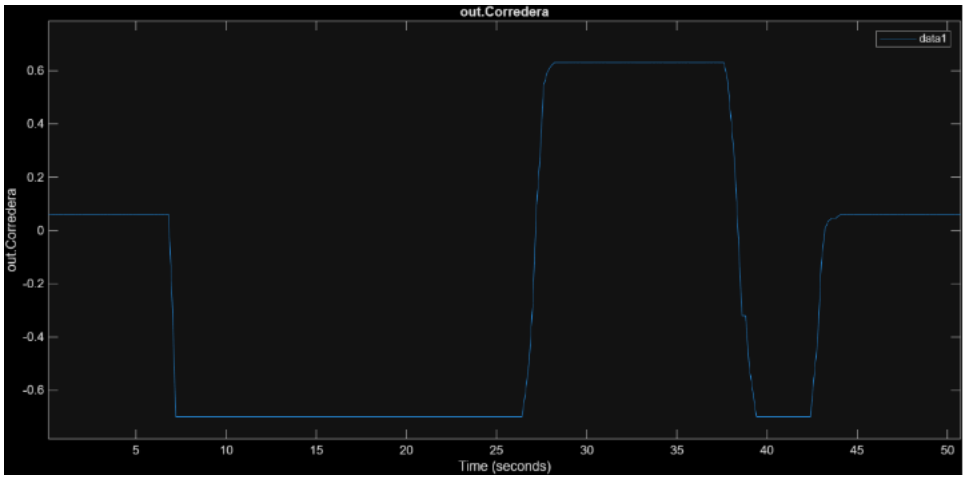


Fuente: Elaboración propia en el software Matlab

a. **Componentes de la gráfica (Figura 25)**
   i. **Data 1 (Flexión/Extensión):** Medida en grados, en la cual el movimiento de la palma de la mano se acerca al antebrazo, doblando la muñeca hacia abajo (flexión) y su movimiento contrario (extensión).
   ii. **Data 2:** Misma representación de Data 1 pero en valores negativos, por lo cual esta se ignorará.
   iii. **Data 3 (Desviación Radial/Cubital):** Medida en grados, donde los valores positivos corresponden a la desviación cubital y los negativos a la desviación radial.
   iv. **Data 4 (Pronación/Supinación):** Medida en grados, que representa la rotación axial del antebrazo.

b. Análisis de movimiento (Figura 25)
   i. **Fase inicial (aproximadamente 0 - 6 segundos):** La órtesis se encuentra en una posición inicial. Se observa que data 1 tiene un incremento, representando un movimiento de extensión.
   ii. **Primera transición (aproximadamente 6 - 21 segundos):** Se observa un cambio en data 3, representando un movimiento radial (desviación hacia el lado del pulgar) en extensión.
   iii. **Segunda transición (aproximadamente 21 - 26 segundos):** La órtesis realiza un cambio de extensión a flexión (data 1).
   iv. **Tercera transición (aproximadamente 26 - 33 segundos):** La gráfica en Data 3 tiene un incremento, lo cual indica una posición cubital en flexión.
   v. **Cuarta transición (aproximadamente 33 - 37 segundos):** Se realiza un movimiento de retorno entre flexión y extensión, teniendo finalmente una posición cubital en extensión.
   vi. **Retorno a posición inicial (aproximadamente 37 - 50 segundos):** Todas las curvas tienden a regresar a sus valores iniciales, indicando que la prótesis ha vuelto a su posición de reposo.

Figura 26. Componente tipo corredera en el diseño del exoesqueleto



Fuente: Elaboración propia en el software Matlab

a. Componente de la gráfica (Figura 26)

i. **Data 1:** Hace referencia a las varillas tipo pasador que se encuentran en el antebrazo, las cuales van a tener un movimiento significativo al realizar el movimiento de flexión/extensión y un movimiento leve al realizar la desviación radial/cubital**.**

b. Análisis de movimiento (Figura 26)

i. **Fase inicial (aproximadamente 0 - 6 segundos):** Debido a que se hace un movimiento de extensión, los pasadores se contraen y así no tener limitaciones de movimiento en la muñeca.

ii. **Primera transición (aproximadamente 6 - 26 segundos):** Se hace un cambio de un movimiento de extensión a flexión, lo que hace que los pasadores salgan hacia el dorso de la mano para tener un mayor rango de movilidad en la muñeca.

iii. **Segunda transición (aproximadamente 26 - 37 segundos):** Regresa a un movimiento de extensión.

iv. **Retorno a posición inicial (aproximadamente 30 - 50 segundos):** Debido a que la órtesis está regresando a su posición neutral, los pasadores vuelven a posición neutral con la ayuda de los resortes que estabilizan el sistema.

4.2. SIMULACIÓN ESTRUCTURAL EN INVENTOR

Una vez definido el diseño mecánico conceptual del exoesqueleto y seleccionados los materiales preliminares, es crucial validar la integridad estructural y el rendimiento mecánico del dispositivo bajo las cargas esperadas de operación. A continuación se detallará la metodología y los resultados de la simulación estructural por elementos finitos (FEA), realizada utilizando el software Autodesk Inventor Professional.

El objetivo principal de esta simulación fue identificar posibles puntos de concentración de esfuerzos, evaluar la deformación de los componentes clave de PETG bajo las fuerzas ejercidas por los resortes de

compresión y las interacciones con el usuario, asegurando que el diseño cumple con los criterios de resistencia y seguridad requeridos para su aplicación en un dispositivo de asistencia para la muñeca.

4.2.1. CONDICIONES DE SIMULACIÓN

Para garantizar la fiabilidad de los resultados obtenidos en la simulación estructural por elementos finitos, es fundamental establecer un conjunto de condiciones de cargas que emulen de forma precisa el comportamiento del exoesqueleto en su entorno operativo real. Usando los datos de diseño calculados y detallados en el Capítulo 3, se tomaron los siguientes parámetros clave para configurar e iniciar la simulación en Inventor, los cuales se muestran en el Anexo B.

Estos parámetros no solo incluyen las propiedades mecánicas de los materiales seleccionados, sino también la definición de las interacciones entre los componentes y la aplicación de las fuerzas esperadas durante los movimientos asistidos de la muñeca. La correcta especificación de estas condiciones es vital para obtener una aproximación numérica realista del estado de esfuerzos y deformaciones que experimentará el exoesqueleto. A continuación, se presenta en la Tabla 4 un resumen detallado de las características y condiciones aplicadas en el modelo de simulación.

Tabla 4. Parámetros usados para la simulación

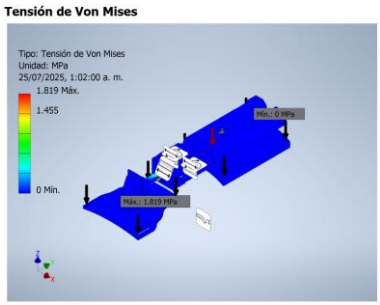
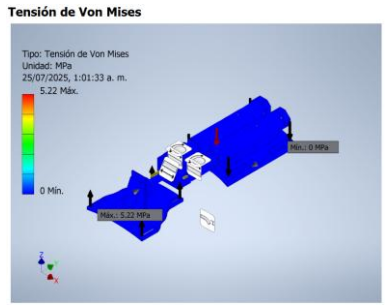
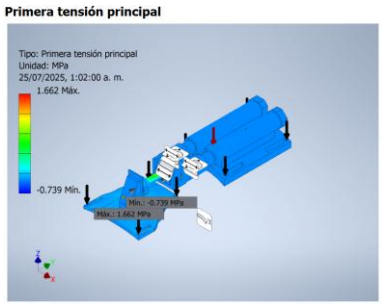
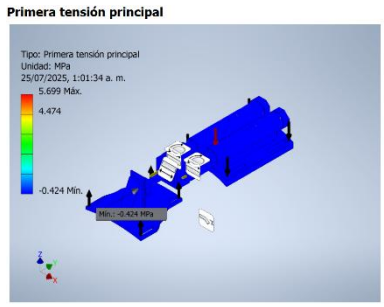
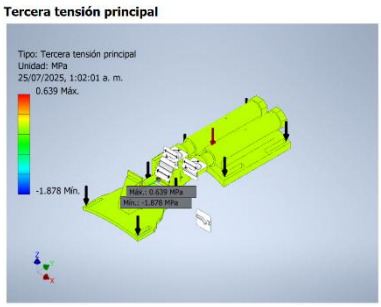
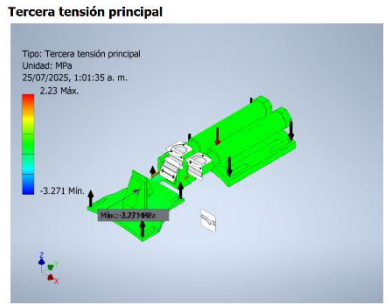
Parámetro	Valor
Materiales utilizados	PET y Acero
Fuerza aplicada (flexión/extensión)	3 N (Flecha negra)
Fuerza de retorno (resortes)	11.54 N (Flecha amarilla)
Fuerza de gravedad	9810 mm/s^2 (Flecha roja)
Tipo de análisis	Estático lineal
Software utilizado	Autodesk Inventor

Tomado de: Elaboración propia en el software Inventor

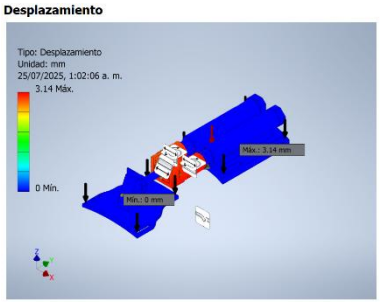
4.2.2. RESULTADOS OBTENIDOS

En la Tabla 5, se detallan los mapas de esfuerzo de Von Mises, la distribución de deformaciones y los factores de seguridad obtenidos para los puntos críticos del dispositivo al realizar movimientos de flexión y extensión.

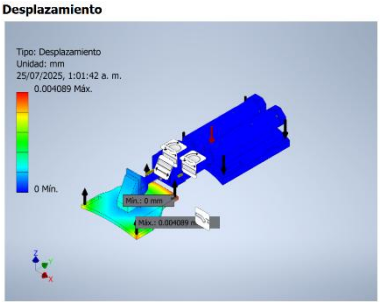
Tabla 5. Comparación visual de Análisis de elementos finitos en flexión y extensión

FLEXIÓN	EXTENSIÓN
Distribución de tensión de Von Mises en flexión.	*Distribución de tensión de Von Mises en extensión.*
	
Distribución de la primera tensión principal en flexión.	*Distribución de la primera tensión principal en extensión.*
	
Distribución de la tercera tensión principal en flexión.	*Distribución de la tercera tensión principal en extensión.*
	

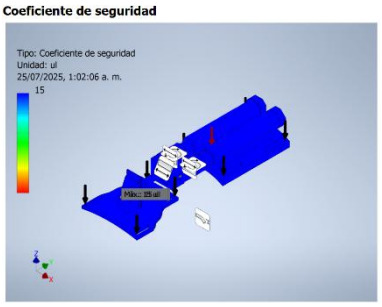
Desplazamiento total del sistema en flexión.



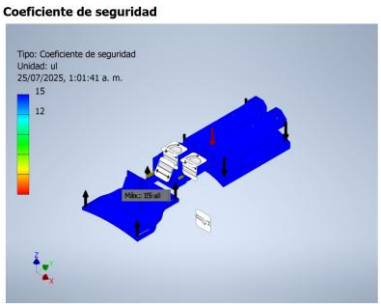
Desplazamiento total del sistema en extensión.



Distribución del coeficiente de seguridad en flexión.



Distribución del coeficiente de seguridad en extensión.



Fuente: Elaboración propia con el software Inventor

Para una comprensión concisa del rendimiento estructural del exoesqueleto, la Tabla 6 muestra un resumen de los valores más importantes obtenidos de la simulación, destacando las magnitudes máximas/mínimas de esfuerzo, deformación en puntos críticos y factor de seguridad. Esta información es fundamental para entender las diferencias en la distribución de esfuerzos que se presentan al realizar los movimientos de flexión y extensión de la muñeca. Al comparar estos valores, se pueden identificar las zonas del diseño que experimentan las mayores solicitaciones mecánicas en cada fase del movimiento.

Tabla 6. Parámetros obtenidos de la simulación

NOMBRE	FLEXIÓN		EXTENSIÓN	
	Valor Mínimo	Valor Máximo	Valor Mínimo	Valor Máximo
Tensión de Von Mises (MPa)	0.0000283408	1.81861	0.0000214477	5.22009
Primera tensión principal (MPa)	-0.738895	1.66241	-0.423605	5.69852
Tercera tensión principal (MPa)	-1.87794	0.639224	-3.27085	2.22988
Desplazamiento (mm)	0	3.14042	0	0.00408857
Coeficiente de seguridad	15		15	

Fuente: Elaboración propia

Estos valores demuestran un rendimiento bastante aceptable del exoesqueleto, los cuales se explicarán brevemente a continuación:

Empezando por la **Tensión de Von Mises**, se obtiene que el valor más alto (extensión) es de 5.22MPa dando un resultado bastante optimo debido a que no excede el límite elástico del PETG, el cual es de 40-50MPa, según UltiMaker [90]. Esto valida la capacidad del diseño para operar de manera segura sin riesgo de fluencia o deformación plástica bajo las cargas aplicadas.

Analizando la **Primera Tensión Principal**, se observa que el valor máximo (extensión) de 5.699 MPa se mantiene significativamente por debajo del límite elástico del PETG. Por lo tanto, se puede concluir que la órtesis trabaja de manera óptima bajo esfuerzos de tracción, garantizando la integridad estructural del diseño ante las cargas operativas.

Analizando la **Tercera Tensión Principal**, se observa que el valor mínimo (extensión) es de **-3.271 MPa**. Este valor, cercano a cero y muy por debajo del límite elástico a compresión del PETG, indica que la órtesis trabaja de manera segura bajo esfuerzos de compresión. Se concluye que el diseño evita concentraciones de esfuerzo compresivo significativas, asegurando la integridad estructural de la prótesis en sus puntos de apoyo y contacto.

Continuando con el análisis estructural, se observa en **"desplazamiento total del sistema en flexión"** un desplazamiento máximo de 3.14 mm, localizado principalmente en las áreas de la interfaz con la mano y en los puntos de aplicación de carga. Este valor es **aceptable** y se encuentra dentro de los límites funcionales esperados para la ortesis, confirmando que la estructura posee la rigidez adecuada para mantener su forma y transferir eficientemente las fuerzas de los resortes sin comprometer la comodidad del usuario o generar colisiones internas.

Finalmente, los resultados de la simulación muestran un Coeficiente de Seguridad mínimo de **15**. Este valor, significativamente superior a los requisitos típicos para dispositivos biomecánicos (generalmente FS > 1.5-3), indica un amplio margen de seguridad en todas las secciones del exoesqueleto bajo las cargas operativas simuladas.

Se concluye que el diseño no solo resiste los esfuerzos de flexión y compresión, sino que también ofrece una gran fiabilidad y durabilidad, minimizando el riesgo de falla y garantizando un rendimiento seguro durante su uso.

5. CONCLUSIONES

- Se diseñó y comprobó que el prototipo modelado de exoesqueleto/ortesis de muñeca con elementos modulares de sujeción y puntos de ajuste, permite adaptarse a distintas morfologías y asistir de forma controlada la flexión, extensión y las desviaciones radial y cubital; el diseño incorpora criterios de selección de materiales y un estudio de optimización de costos para uso seguro y accesible.

- Se desarrolló un sistema de control mecánico pasivo basado en resortes y topes ajustables que regula el rango de movimiento según el desplazamiento articular de la muñeca, incluyendo límites mecánicos de seguridad para minimizar riesgo de lesión, esto fue comprobado por medio de cálculos, modelado y soportado por antecedentes clínicos.

- Se modeló y simuló el prototipo en CAD integrando resortes, control pasivo ajustable, y se realizaron análisis de esfuerzos que demuestran comportamiento estructural y ergonómico acorde a los requisitos funcionales; los resultados se presentan en el subcapítulo 4.2.2. Resultados obtenidos, confirmando su durabilidad con respecto al análisis de tensión de Von Mises.

6. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

El estado del arte en exoesqueletos biomecánicos para la rehabilitación de la muñeca revela un campo dinámico y en rápida evolución. [2] La necesidad de métodos de rehabilitación más eficaces y accesibles para las lesiones de muñeca ha impulsado una investigación y un desarrollo significativos en esta área. Si bien los métodos tradicionales de rehabilitación siguen siendo importantes, los exoesqueletos biomecánicos ofrecen ventajas únicas en términos de control, medición y potencial para una terapia más intensiva y personalizada. [4]

Los estudios clínicos han comenzado a demostrar la eficacia de estos dispositivos en la mejora de la movilidad, la fuerza y la funcionalidad de la muñeca en pacientes con diversas afecciones, aunque se necesita más investigación para establecer protocolos óptimos y comprender completamente los beneficios a largo plazo [1].

El impacto económico de los exoesqueletos de rehabilitación y su potencial para mejorar el acceso a la atención médica son áreas de investigación en curso. [70] Si bien la inversión inicial puede ser substancial, la posibilidad de reducir los costos de atención médica a largo plazo y ampliar el acceso a terapias especializadas [53], incluso a través de la tele-rehabilitación, presenta oportunidades prometedoras. [56]

Las direcciones futuras de la investigación y el desarrollo podrían incluir la exploración de nuevos mecanismos de actuación, como los músculos artificiales blandos, el desarrollo de estrategias de control más adaptativas e intuitivas, y el enfoque en poblaciones de pacientes o tipos de lesiones específicos. [17] Además, la investigación sobre la integración de la inteligencia artificial y los juegos dinámicos en los sistemas de rehabilitación de muñeca podría mejorar la participación del paciente y personalizar aún más la terapia. [2] En última instancia, el objetivo es desarrollar exoesqueletos biomecánicos para la rehabilitación de la muñeca que sean eficaces, accesibles y mejoren significativamente el bienestar de los pacientes.

6.1. LIMITACIONES ENCONTRADAS

- El prototipo actual, carece de versatilidad en cuanto a su actuación mecánica por medio de resortes, ya que son muy específicos para el diseño planteado. Además, para evitar lesiones y aumentar las mejoras en la rehabilitación, los resortes deben ser probados tanto teórica como físicamente antes de su implementación.
- El diseño actual en CAD puede presentar bastantes fallas al momento de simular, fallas que no necesariamente ocurren en un modelo físico. Tales como, la movilidad con respecto al conjunto de piezas de la muñeca y el punto de flexión de la parte dorsal de la mano y los internos independientes de la pieza.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Active, Actuated, and Assistive: a Scoping Review of Exoskeletons for the Hands and Wrists, fecha: abril 25, 2025, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11609922/

[2] A Review of Wrist Rehabilitation Robots and Highlights Needed for ..., fecha: abril 25, 2025, https://www.mdpi.com/2075-1702/12/5/315

[3] State of the Art Robotic Devices for Wrist Rehabilitation: Design and Control Aspects - University of Canberra, fecha: abril 25, 2025, https://researchsystem.canberra.edu.au/ws/portalfiles/portal/32775112/Final_for_submission.pdf

[4] Robotic Hand Exoskeletons for Rehabilitation and Assistance: A ..., fecha: abril 25, 2025, https://asmedigitalcollection.asme.org/medicaldevices/article/19/1/010802/1210265/Robotic-Hand-Exoskeletons-for-Rehabilitation-and

[5] Anatomy, Biomechanics, and Loads of the Wrist Joint - PMC - PubMed Central, fecha: abril 25, 2025, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8880601/

[6] Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics: A Comprehensive ..., fecha: abril 25, 2025, https://www.amazon.com/Hand-Wrist-Anatomy-Biomechanics-Comprehensive/dp/3132053414

[7] Smart Robotic Exoskeleton: a 3-DOF for Wrist-forearm Rehabilitation - Journal UMY, fecha: abril 25, 2025, https://journal.umy.ac.id/index.php/jrc/article/download/10280/5997

[8] Development of the Biomech-Wrist: A 3-DOF Exoskeleton for Rehabilitation and Training of Human Wrist - PubMed, fecha: abril 25, 2025, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37941273/

[9] Wearable Robots: An Original Mechatronic Design of a ... - Frontiers, fecha: abril 25, 2025, https://www.frontiersin.org/journals/neurorobotics/articles/10.3389/fnbot.2021.750385/full

[10] The IET Shop - Practical Robotics and Mechatronics, fecha: abril 25, 2025, https://shop.theiet.org/pract-robot-mechatron

[11] Mechatronics in Medicine A Biomedical Engineering Approach - Amazon.com, fecha: abril 25, 2025, preguntar https://www.amazon.com/Mechatronics-Medicine-Biomedical-Engineering-Approach/dp/0071768963

[12] Sensors and Actuation Technologies in Exoskeletons: A Review - PMC - PubMed Central, fecha: abril 25, 2025, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8839165/

[13] (PDF) Sensors and Actuation Technologies in Exoskeletons: A Review - ResearchGate, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/358128342_Sensors_and_Actuation_Technologies_in_Exoskeletons_A_Review

[14] A Comprehensive Review of Control Challenges and Methods in ..., fecha: abril 25, 2025, https://www.mdpi.com/2218-6581/13/12/181

[15] (PDF) State of the Art in Wearable Wrist Exoskeletons Part I ..., fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/369830615_State_of_the_Art_in_Wearable_Wrist_Exoskeletons_Part_I_Background_Needs_and_Design_Requirements

[16] State of the Art in Wearable Wrist Exoskeletons Part I: Background Needs and Design Requirements - MDPI, fecha: abril 25, 2025, https://www.mdpi.com/2075-1702/11/4/458

[17] State of the Art in Wearable Wrist Exoskeletons Part II: A Review of Commercial and Research Devices - MDPI, fecha: abril 25, 2025, https://www.mdpi.com/2075-1702/12/1/21

[18] Stat of the Art in Wearable Wrist Exoskeletons Part II: A Review of Commercial and Research Devices - Preprints.org, fecha: abril 25, 2025, https://www.preprints.org/manuscript/202311.0864/v1

[19] A Soft Robotic Orthosis for Wrist Rehabilitation - Projects at Harvard, fecha: abril 25, 2025, https://projects.iq.harvard.edu/files/mdi/files/2015_-_bartlett_-_dmd_-_a_soft_robotic_orthosis_for_wrist_rehabilitation.pdf

[20] A Cable-Driven Three-DOF Wrist Rehabilitation Exoskeleton With Improved Performance - Frontiers, fecha: abril 25, 2025, https://www.frontiersin.org/journals/neurorobotics/articles/10.3389/fnbot.2021.664062/full

[21] Lightweight Bioinspired Exoskeleton for Wrist Rehabilitation Powered by Twisted and Coiled Artificial Muscles - MDPI, fecha: abril 25, 2025, https://www.mdpi.com/2218-6581/12/1/27

[22] (PDF) Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force ..., fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/255273083_Design_Control_and_Performance_of_RiceWrist_A_Force_Feedback_Wrist_Exoskeleton_for_Rehabilitation_and_Training

[23] A low-cost and portable wrist exoskeleton using EEG-sEMG combined strategy for prolonged active rehabilitation - Frontiers, fecha: abril 25, 2025, https://www.frontiersin.org/journals/neurorobotics/articles/10.3389/fnbot.2023.1161187/full

[24] Effectiveness of Rigid Wrist Splints on Reducing Pain and Improving Hand Function in Patients with Inflammatory Arthritis - Crimson Publishers, fecha: abril 25, 2025, https://crimsonpublishers.com/rabs/pdf/RABS.000514.pdf

[25] THE EFFECTIvENESS OF WORKINg WRIST SPlINTS IN ADUlTS WITH RHEUMATOID ARTHRITIS: A MIxED METHODS SySTEMATIC REvIEW, fecha: abril 25, 2025, https://www.medicaljournals.se/jrm/content_files/download.php?doi=10.2340/16501977-1804

[26] AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices E-Book - Google Books, fecha: abril 25, 2025, https://books.google.com/books/about/AAOS_Atlas_of_Orthoses_and_Assistive_Dev.html?id=mFmoyOesaIMC

[27] Outcome Analysis of Distal Radius Fracture with Orthosis Versus Cast Immobilization after Palmar Plate Osteosynthesis: A Randomized Controlled Study - MDPI, fecha: abril 25, 2025, https://www.mdpi.com/2075-4426/13/1/130

[28] Effects of Robot-Assisted Therapy for Upper Limb Rehabilitation ..., fecha: abril 25, 2025, https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.124.048183

[29] Single Joint Hybrid Assistive Limb (HAL-SJ) robotic exoskeleton therapy in improving functional outcomes among workers with wrist fractures: Study protocol for a randomized controlled trial | PLOS One, fecha: abril 25, 2025, https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0322191

[30] Design and analysis of exoskeleton devices for rehabilitation of distal radius fracture, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/385012245_Design_and_analysis_of_exoskeleton_devices_for_rehabilitation_of_distal_radius_fracture

[31] Efficacy of wrist robot-aided orthopedic rehabilitation: a randomized controlled trial - PMC, fecha: abril 25, 2025, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8406564/

[32] Exoskeleton-Assisted Anthropomorphic Movement Training for the Upper Limb After Stroke: The EAMT Randomized Trial - American Heart Association Journals, fecha: abril 25, 2025, https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.122.041480

[33] (PDF) Wrist Rehabilitation Following Stroke: Initial Clinical Results - ResearchGate, fecha: abril 25, 2025,

https://www.researchgate.net/publication/4170807_Wrist_Rehabilitation_Following_Stroke_Initial_Clinical_Results

[34] Hand rehabilitation based on the RobHand exoskeleton in stroke patients: A case series study - Frontiers, fecha: abril 25, 2025, https://www.frontiersin.org/journals/robotics-and-ai/articles/10.3389/frobt.2023.1146018/full

[35] Robot-assisted upper limb therapy for personalized ... - Frontiers, fecha: abril 25, 2025, https://www.frontiersin.org/journals/neurology/articles/10.3389/fneur.2024.1499249/full

[36] The effect of a static wrist orthosis on hand function in individuals with rheumatoid arthritis, fecha: abril 25, 2025, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9598884/

[37] Effect of Usage and Compliance of Hand Splints on Activities of Daily Living In Patients with Rheumatoid Arthritis: A Review, fecha: abril 25, 2025, https://www.ijhsr.org/IJHSR_Vol.10_Issue.2_Feb2020/34.pdf

[38] Efficacy of Wrist Working Splints in Patients With Rheumatoid Arthritis: A Randomized Controlled Study | Request PDF - ResearchGate, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/23499233_Efficacy_of_Wrist_Working_Splints_in_Patients_With_Rheumatoid_Arthritis_A_Randomized_Controlled_Study

[39] The effectiveness of working wrist splints in adults with rheumatoid arthritis: A mixed methods systematic review - HTML, fecha: abril 25, 2025, https://www.medicaljournals.se/jrm/content/html/10.2340/16501977-1804

[40] Design and validation of the RiceWrist-S exoskeleton for robotic rehabilitation after incomplete spinal cord injury - ResearchGate, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/263314891_Design_and_validation_of_the_RiceWrist-S_exoskeleton_for_robotic_rehabilitation_after_incomplete_spinal_cord_injury

[41] Establishment and Evaluation of a Robotic Wrist Exoskeleton for Rehabilitation, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/373446408_Establishment_and_Evaluation_of_a_Robotic_Wrist_Exoskeleton_for_Rehabilitation

[42] Prospective Case Study for Evaluation of Clinical Efficacy and Patient Satisfaction of a Novel Adjustable Wrist Splint for Simple Distal Radius Fracture - Hilaris Publisher, fecha: abril 25, 2025, https://www.hilarispublisher.com/open-access/prospective-case-study-for-evaluation-of-clinical-efficacy-and-patient-satisfaction-of-a-novel-adjustable-wrist-splint-for-simple--84615.html

[43] Ministerio de la Protección Social. (2005). Decreto 4725 de 2005. Diario Oficial No. 46.173. Colombia.(2008). Resolución 4816 de 2008.. Diario Oficial No. 47.201. (2010). Resolución 1319 de 2010. Adopta el Manual de BPM para elaboración y adaptación de prótesis y órtesis ortopédicas.

[44] ICONTEC. (2016). NTC-ISO 13485:2016. Dispositivos médicos – Sistemas de gestión de la calidad – Requisitos para fines regulatorios. ICONTEC. (2020). NTC-ISO 14971:2020. Aplicación de la gestión de riesgos a los dispositivos médicos. ICONTEC. (2018). NTC-ISO 10993-1:2018. Evaluación biológica de dispositivos médicos – Parte 1. ICONTEC. (2020). NTC-ISO 14155:2020. Investigación clínica de dispositivos médicos para sujetos humanos – Buenas prácticas clínicas. ICONTEC. (2016). NTC-IEC 60601. Equipos electromédicos – Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial.

[45] Usability of a wearable device for home-based upper limb telerehabilitation in persons with stroke: A mixed-methods study - PMC, fecha: abril 25, 2025, https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9909064/

[46] (PDF) Usability of a wearable device for home-based upper limb telerehabilitation in persons with stroke: A mixed-methods study - ResearchGate, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/368344563_Usability_of_a_wearable_device_for_home-based_upper_limb_telerehabilitation_in_persons_with_stroke_A_mixed-methods_study

[47] International Organization for Standardization (ISO). (2006). ISO 22523:2006. External limb prostheses and orthoses Requirements and test methods. (ISO). (2008). ISO 7250-1:2008. Basic human body measurements for technological design Part 1: Body measurement definitions and landmarks.(ISO). (2019). ISO 9241-210:2019. Ergonomics of human-system interaction Human-centred design for interactive systems.(ISO). (2011). ISO 26800:2011. Ergonomics General approach, principles and concepts.(2015). ISO/ASTM 52900:2015. Additive manufacturing General principles Terminology.(ISO). (2014). ISO 13482:2014. Robots and robotic devices Safety requirements for personal care robots.

[48] Characterization and wearability evaluation of a fully portable wrist exoskeleton for unsupervised training after stroke - Research Collection, fecha: abril 25, 2025, https://www.research-collection.ethz.ch/handle/20.500.11850/446446

[49] ASTM International. (2021). ASTM F1839-08(2021). Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments.(2023). ASTM D638-23. Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics.(2014). ASTM F2977-14. Standard Guide for Characterization of Wear from Metallic Prosthetic Joint Materials.(2019). ASTM A36/A36M-19. Standard Specification for Carbon Structural Steel.(2017). ASTM F384-17. Standard Specification and Test Methods for Metallic Angled Orthopaedic Fracture Fixation Devices.

[50] Budget impact analysis of robotic exoskeleton use for locomotor training following spinal cord injury in four SCI Model Systems - PubMed, fecha: abril 25, 2025, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31924224/

[51] International Electrotechnical Commission. (2015). IEC 62366-1:2015. Medical devices — Application of usability engineering to medical devices.

[52] (PDF) Budget impact analysis of robotic exoskeleton use for locomotor training following spinal cord injury in four SCI Model Systems - ResearchGate, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/338524201_Budget_impact_analysis_of_robotic_exoskeleton_use_for_locomotor_training_following_spinal_cord_injury_in_four_SCI_Model_Systems

[53] An economic analysis of robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke - PubMed, fecha: abril 25, 2025, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21757677/

[54] Economic evaluation of robot-assisted training versus an enhanced upper limb therapy programme or usual care for patients with moderate or severe upper limb functional limitation due to stroke: results from the RATULS randomised controlled trial | BMJ Open, fecha: abril 25, 2025, https://bmjopen.bmj.com/content/11/5/e042081

[55] Cost-Effectiveness of Telerehabilitation Compared to Traditional In ..., fecha: abril 25, 2025, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/40099085/

[56] Cost-Effectiveness of Telerehabilitation Compared to Traditional In-Person Rehabilitation: A Systematic Review and Meta-Analysis | Cureus, fecha: abril 25, 2025, https://www.cureus.com/articles/330371-cost-effectiveness-of-telerehabilitation-compared-to-traditional-in-person-rehabilitation-a-systematic-review-and-meta-analysis

[57] The Economic Value of Physical Therapy in the United States, fecha: abril 25, 2025, https://www.valueofpt.com/globalassets/value-of-pt/economic_value_pt_u.s._report_from_apta-report.pdf

[58] The Efficacy of Tele-Rehabilitation Program for Improving Upper Limb Function among Adults Following Elbow Fractures: A Pilot Study - MDPI, fecha: abril 25, 2025, https://www.mdpi.com/2076-3417/11/4/1708

[59] Effectiveness of a Telerehabilitation Evidence-Based Tablet App for Rehabilitation in Traumatic Bone and Soft Tissue Injuries of the Hand, Wrist, and Fingers - PubMed, fecha: abril 25, 2025, https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/36758713/

[60] New results of ReHand Telerehabilitation System in a clinical trial with 663 patients, fecha: abril 25, 2025, https://rehand.net/en/new-results-rehand-telerehabilitation-system-clinical-trial-with-663-patients/

[61] The Impact of Telerehabilitation on Physical Therapy Services in Rural Communities, fecha: abril 25, 2025, https://www.rehabilityjournal.com/articles/jnpr-aid1058.php

[62] Effectiveness of a Telerehabilitation Evidence-Based Tablet App for Rehabilitation in Traumatic Bone and Soft Tissue Injuries of the Hand, Wrist, and Fingers | Request PDF - ResearchGate, fecha: abril 25, 2025, https://www.researchgate.net/publication/368337598_Effectiveness_of_a_Telerehabilitation_Evidence-based_Tablet_App_for_Rehabilitation_in_Traumatic_Bone_and_Soft-Tissue_Injuries_of_the_Hand_Wrist_and_Fingers

[63] US20110282253A1 - Wrist exoskeleton - Google Patents, fecha: abril 25, 2025, https://patents.google.com/patent/US20110282253A1/en

[64] Upper-limb exoskeleton robot four-degree-of-freedom forearm - Eureka | Patsnap, fecha: abril 25, 2025, https://eureka.patsnap.com/patent-CN107648013A

[65] KR101849478B1 - ROBOT FOR HAND and WRIST REHABILITATION - Google Patents, fecha: abril 25, 2025, https://patents.google.com/patent/KR101849478B1/en

[66] Wrist orthosis - Eureka | Patsnap, fecha: abril 25, 2025, https://eureka.patsnap.com/patent-US20200078203A1

[67] Aspects determining adherence to wrist-hand orthoses in patients with peripheral neuropathies | medRxiv, fecha: abril 25, 2025, https://www.medrxiv.org/content/10.1101/2022.06.15.22276111v1.full-text

[68] Orthosis Comfort Score: Establishing initial evidence of reliability and validity in ankle foot orthosis users | Semantic Scholar, fecha: abril 25, 2025, https://www.semanticscholar.org/paper/Orthosis-Comfort-Score%3A-Establishing-initial-of-and-DeZeeuw-Dudek/cde632d88a0925d2edb457bf7920c2c3f67abc00

[69] Quality, productivity, and economic implications of exoskeletons for occupational use: A systematic review | PLOS One, fecha: abril 25, 2025, https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0287742

[70] Patent: "WRIST BRACE" - FMeasure, fecha: abril 25, 2025, https://www.fmeasure.com/patent/?patent_id=05409451

[71] Ferrè, E. R., Longo, M. R., & Haggard, P. (2023). Systematic underestimation of human hand weight. Current Biology, *33*(14), 2756–2763.e3. https://doi.org/10.1016/j.cub.2023.05.041

[72] J. &. C. P. Chirinos, «UTEC,» 2023. [En línea]. Available: https://cris.utec.edu.pe/ws/portalfiles/portal/21734865/Chirinos_Castillo_Tesis.pdf. [Último acceso: 10 1 2025].

[73] J. Ccucho Huamán, «Universidad Continental,» 2020. [En línea]. Available: https://repositorio.continental.edu.pe/bitstream/20.500.12394/8781/4/IV_FIN_112_TI_Ccucho_Huaman_2020.pdf.

[74] Fisioclinics, «Fisioclinics,» [En línea]. Available: https://sabadell.fisio-clinics.com/rehabilitacion-muscular-que-es.

[75] berdrola, «Iberdrola,» [En línea]. Available: https://www.iberdrola.com/innovacion/que-son-los-exoesqueletos.

[76] Clinic., Mayo, «MAYO CLINIC,» 29 6 2022. [En línea]. Available: https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/broken-wrist/diagnosis-treatment/drc-20353175.

[77] NIAMS, «National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases,» [En línea]. Available: https://www.niams.nih.gov/es/informacion-de-salud/lesiones-deportivas/basics/diagnosis-treatment-and-steps-to-take.

[78] N. C. J. G. y. M. A. D. Tibaduiza, 31 7 2009. [En línea]. Available: https://d1wqtxts1xzle7.cloudfront.net/42253019/Diseo_de_un_exoesqueleto_mecatrnico_de_b20160206-8674-oq1g3k-libre.pdf?1454814699=&response-content-disposition=inline%3B+filename%3DDiseno_de_un_exoesqueleto_mecatronico_de.pdf&Expires=1736620265&Signature=O.

[79] E. E. Lorenzo, «Univesitat de Barcelona,» [En línea]. Available: https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/367830/Mem%C3%B2ria_EstevesEduard.pdf?sequence=1.

[80] A. d. l. V. Pérez, 9 2024. [En línea]. Available: https://oa.upm.es/83431/1/TFM_ANDREA_DE_LA_VIUDA_PEREZ.pdf.

[8] N. J. Mizen, «Powered exoskeletal apparatus for amplifying human strength in response to normal body movements». Patente B25J9/0006 , 17 6 1969.

[81] Yang, Y.-S., Tseng, C.-H., Fang, W.-C., Han, I.-W., & Huang, S.-C. (2021). Effectiveness of a New 3D-Printed Dynamic Hand–Wrist Splint on Hand Motor Function and Spasticity in Chronic Stroke Patients. Journal of Clinical Medicine, 10(19), 4549. https://doi.org/10.3390/jcm10194549

[83] Mahyuddin, A. I., Risangtuni, A. G., Suprijanto, S., & Nazaruddin, Y. Y. (2023). Dual-mode 3D printed dynamic wrist driven orthosis for hand therapy exercises. Frontiers in Mechanical Engineering. https://doi.org/10.3389/fmech.2023.1286304

[84] Prado Casiano, B. A., Muñoz Díaz, G. A., & Sánchez Gómez, Y. A. (2020). Sistema de estimación de fuerza muscular de la mano y muñeca (Trabajo de grado, Universidad Piloto de Colombia). Repositorio Institucional Universidad Piloto. https://repository.unipiloto.edu.co/handle/20.500.12277/9376

[85] MyoWrist Project. (2019). Reference values for wrist strength across different ages using a dynamometric device. Institute of Biomechanics of Valencia (IBV). https://www.ibv.org

[86] Ellis, B., Mehta, K., & Giang, J. (2023). Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Wrist. En StatPearls. StatPearls Publishing. https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK534830/

[87] Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). Biomecánica básica del sistema musculoesquelético (4.ª ed.). Editorial Médica Panamericana.

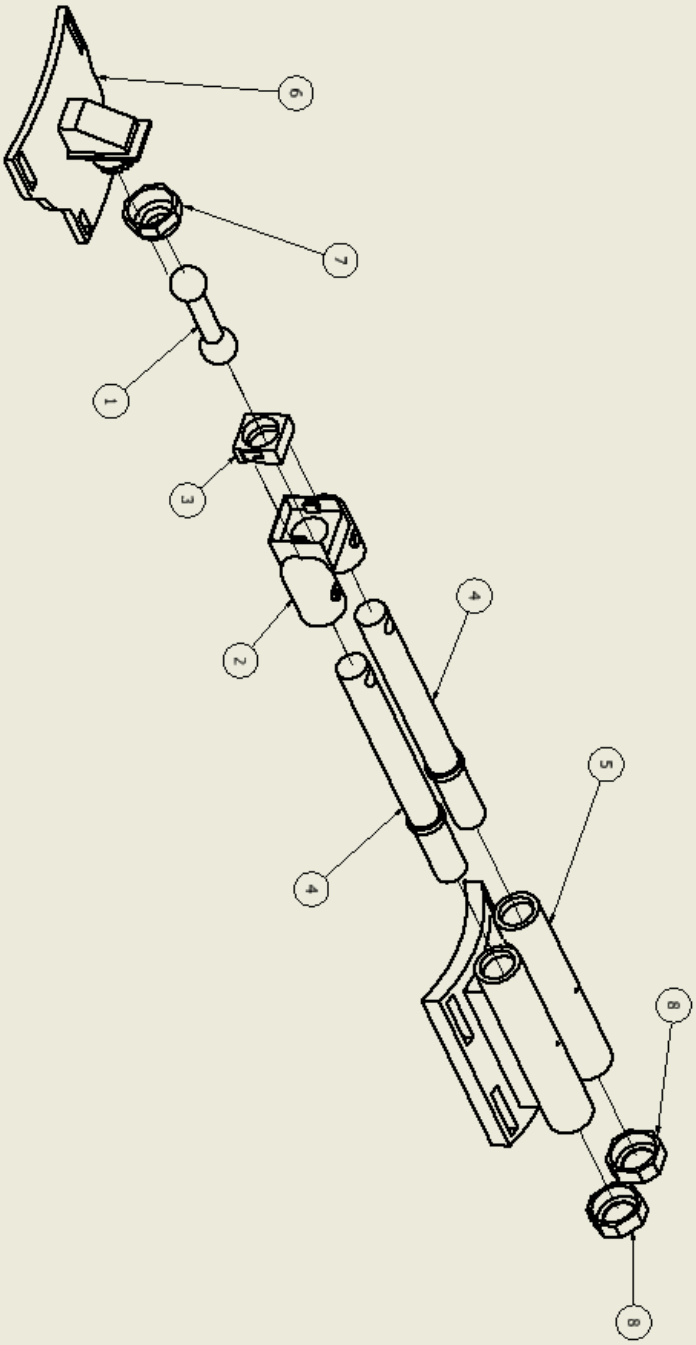
[88] Polygerinos, P., Galloway, K. C., Savage, E., Herman, M., O'Donnell, K., & Walsh, C. J. (2015). Soft robotic glove for hand rehabilitation and task-specific training. IEEE Robotics & Automation Magazine, 22(3), 65–73. https://doi.org/10.1109/MRA.2015.2448951

[8 Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K., & Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 13(5), 807–824. https://doi.org10.1007/s12541-012-0107-2

[9
0] **Wickstrom, S.** (2025, March 21). *PETG vs PLA vs ABS: 3D printing strength comparison*. Ultimaker. https://ultimaker.com/learn/petg-vs-pla-vs-abs-3d-printing-strength-comparison

[9
1] University Hospitals Sussex NHS Foundation Trust. (2022). Distal radius fractures virtual hand fracture clinic. https://www.uhsussex.nhs.uk/wp-content/uploads/2022/09/Distal-radius-fractures-virtual-hand-fracture-clinic.pdf

ANEXO A. EXPLOSIONADO Y PLANOS DE ÓRTESIS



LISTA DE PIEZAS

ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	1	Articulación1	Rotula muñeca
2	1	Conector Externo1	Conector base rotula
3	1	Conector	Conector interno base rotula
4	2	Pasador Antebrazo	barras guia para resortes
5	1	Pieza Antebrazo	basepara barras guias
6	1	Pieza Dorsal	Soporte mano dorso
7	1	Tapa P.Dorsal	Tuerca seguro de rotula
8	2	Tapa P.Antebrazo	Tuerca seguro de base barras guias

Análisis estático: Flexión

Objetivo general y configuración:

Objetivo del diseño	Punto único
Tipo de estudio	Análisis estático
Fecha de la última modificación	26/07/2025, 8:58 p. m.
Estado de modelo	[Principal]
Vista de diseño	Por defecto
Posicional	[Principal]
Detectar y eliminar modos de cuerpo rígido	No
Separar tensiones en superficies de contacto	No
Análisis de cargas de movimiento	No

iProperties

Resumen

Autor	Luis Romero

Proyecto

Nº de pieza	Pieza Completa
Diseñador	Luis Romero

Coste estimado	$ 0,00
Fecha de creación	24/06/2025

Estado

Estado del diseño	Trabajo en curso

Propiedades físicas

Masa	1,09041 kg
Área	133054 mm^2
Volumen	363007 mm^3
Centro de gravedad	x=137,18 mm y=69,4914 mm z=276,806 mm

Nota: los valores físicos pueden ser diferentes de los valores físicos utilizados por CEF indicados a continuación.

Configuración de malla:

Tamaño medio de elemento (fracción del diámetro del modelo)	0.1
Tamaño mínimo de elemento (fracción del tamaño medio)	0.2
Factor de modificación	1.5
Ángulo máximo de giro	60 gr
Crear elementos de malla curva	No

Usar medida basada en pieza para la malla del ensamblaje	Sí

Material(es)

Nombre	Acero inoxidable	
General	Densidad de masa	8 g/cm^3
	Límite de elasticidad	250 MPa
	Resistencia máxima a tracción	540 MPa
Tensión	Módulo de Young	193 GPa
	Coeficiente de Poisson	0,3 su
	Módulo cortante	74,2308 GPa
Nombre(s) de pieza	Articulación1.ipt	

Nombre	Plástico PET	
General	Densidad de masa	1,541 g/cm^3
	Límite de elasticidad	54,4 MPa
	Resistencia máxima a tracción	55,1 MPa
Tensión	Módulo de Young	27,579 GPa
	Coeficiente de Poisson	0,417 su
	Módulo cortante	9,73149 GPa

Nombre(s) de pieza	Tapa Conector Pieza Tapa Conector Pieza Antebrazo.ipt	P.Dorsal.ipt Externo1.ipt Dorsal.ipt P.Antebrazo.ipt Interno.ipt

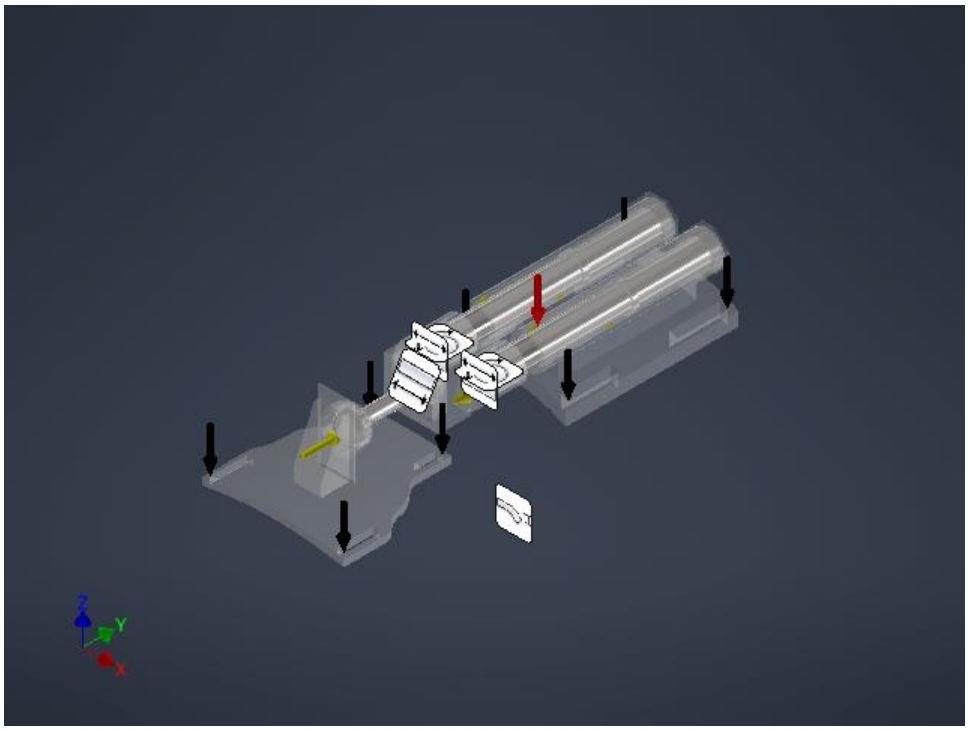
Nombre	Acero	
General	Densidad de masa	7,85 g/cm^3
	Límite de elasticidad	207 MPa
	Resistencia máxima a tracción	345 MPa
Tensión	Módulo de Young	210 GPa
	Coeficiente de Poisson	0,3 su
	Módulo cortante	80,7692 GPa
Nombre(s) de pieza	Pasador Antebrazo.ipt	

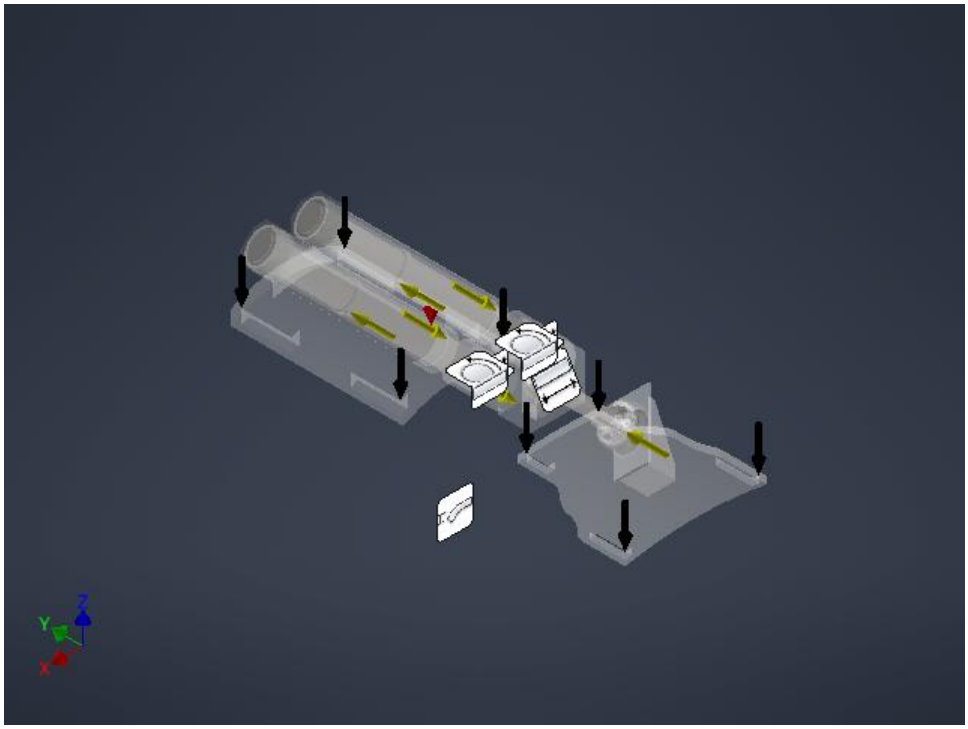
Condiciones de funcionamiento

Gravedad

Tipo de carga	Gravedad
Magnitud	9810,000 mm/s^2
Vector X	0,000 mm/s^2
Vector Y	0,000 mm/s^2
Vector Z	-9810,000 mm/s^2

Cara(s) seleccionada(s)

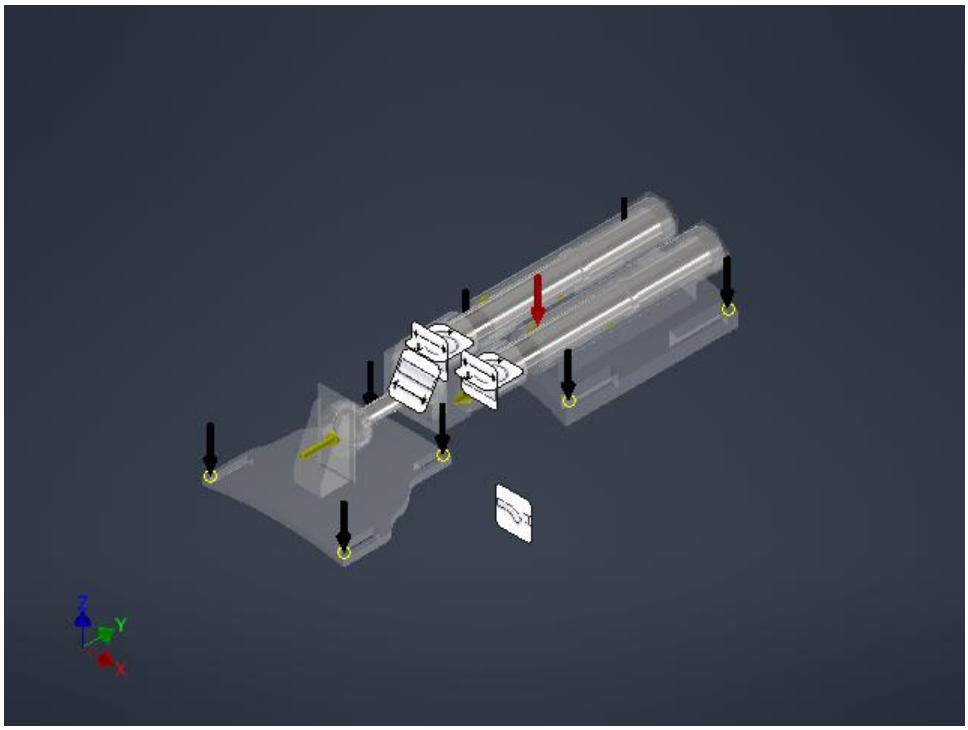


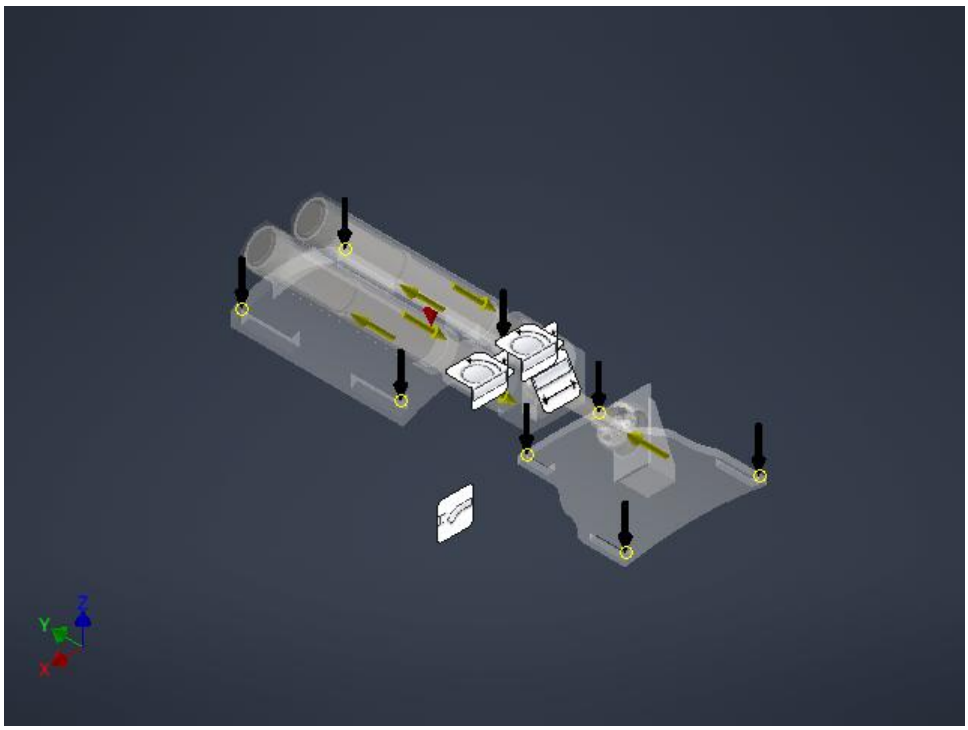


Fuerza:1

Tipo de carga	Fuerza
Magnitud	3,000 N
Vector X	0,000 N
Vector Y	0,007 N
Vector Z	-3,000 N

Cara(s) seleccionada(s)

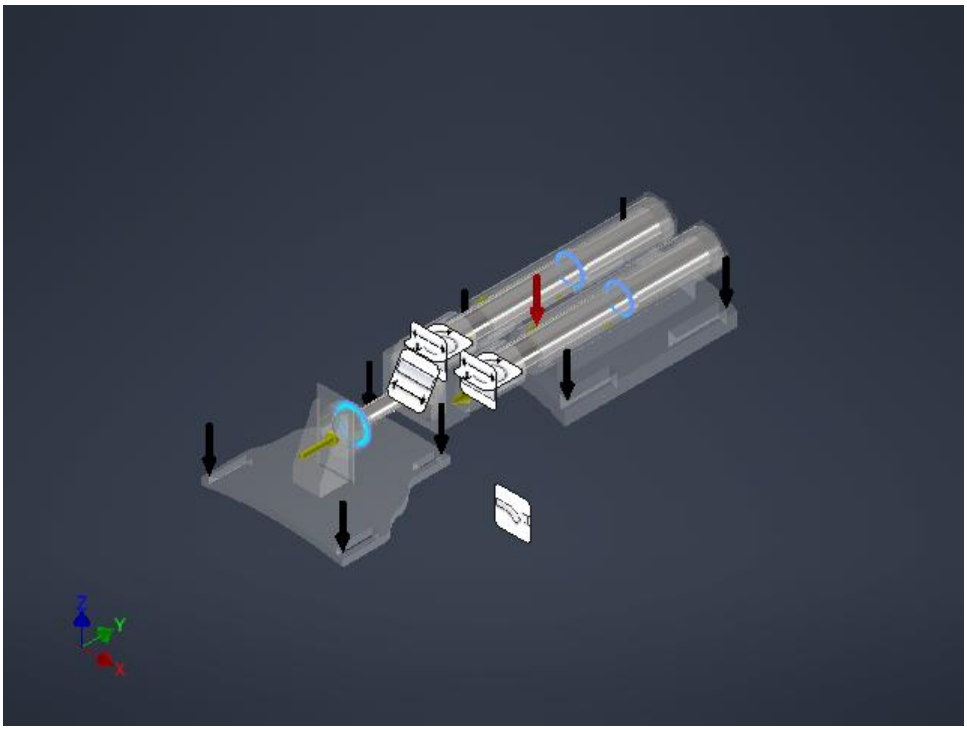


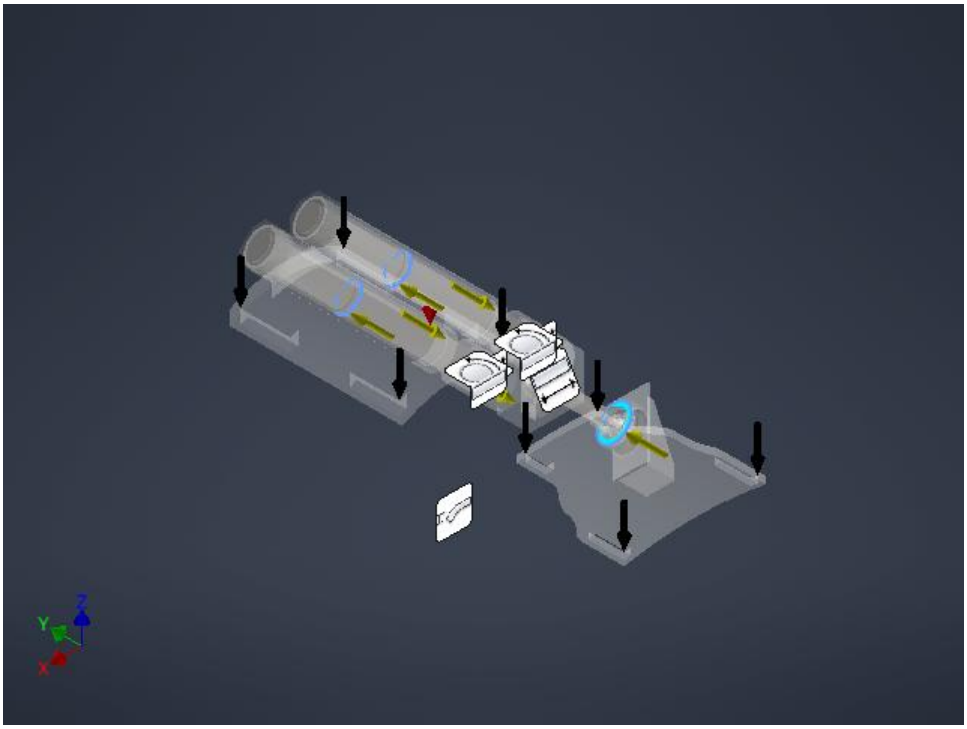


Fuerza:2

Tipo de carga	Fuerza
Magnitud	11,540 N
Vector X	0,000 N
Vector Y	11,540 N
Vector Z	0,026 N

Cara(s) seleccionada(s)

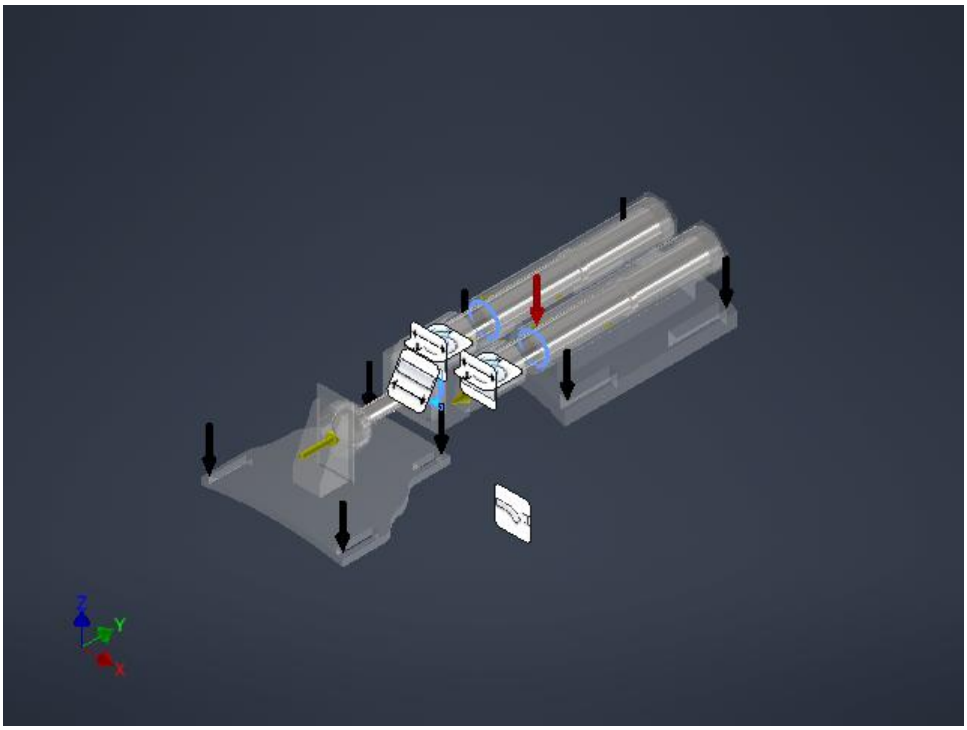


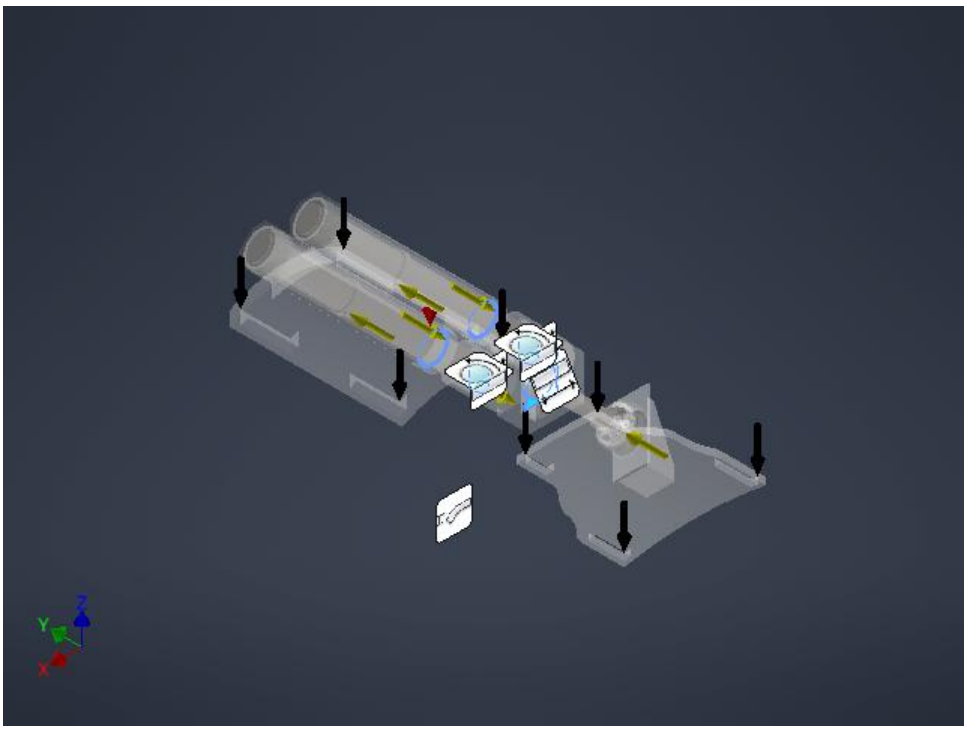


Fuerza:3

Tipo de carga	Fuerza
Magnitud	11,540 N
Vector X	-0,000 N
Vector Y	-11,540 N
Vector Z	-0,026 N

Cara(s) seleccionada(s)

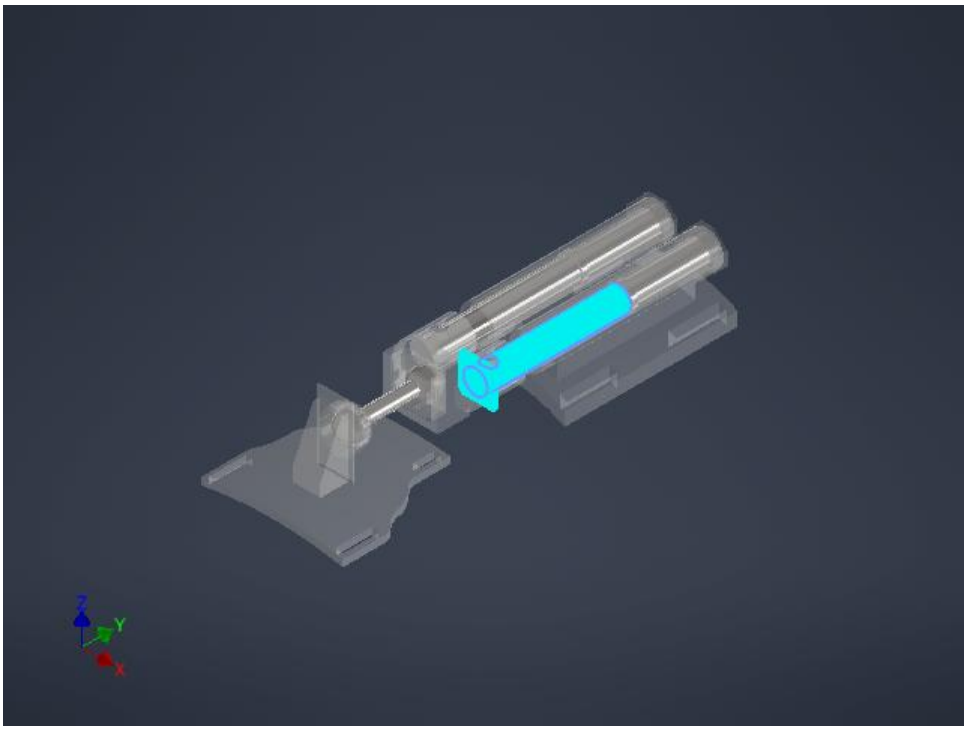


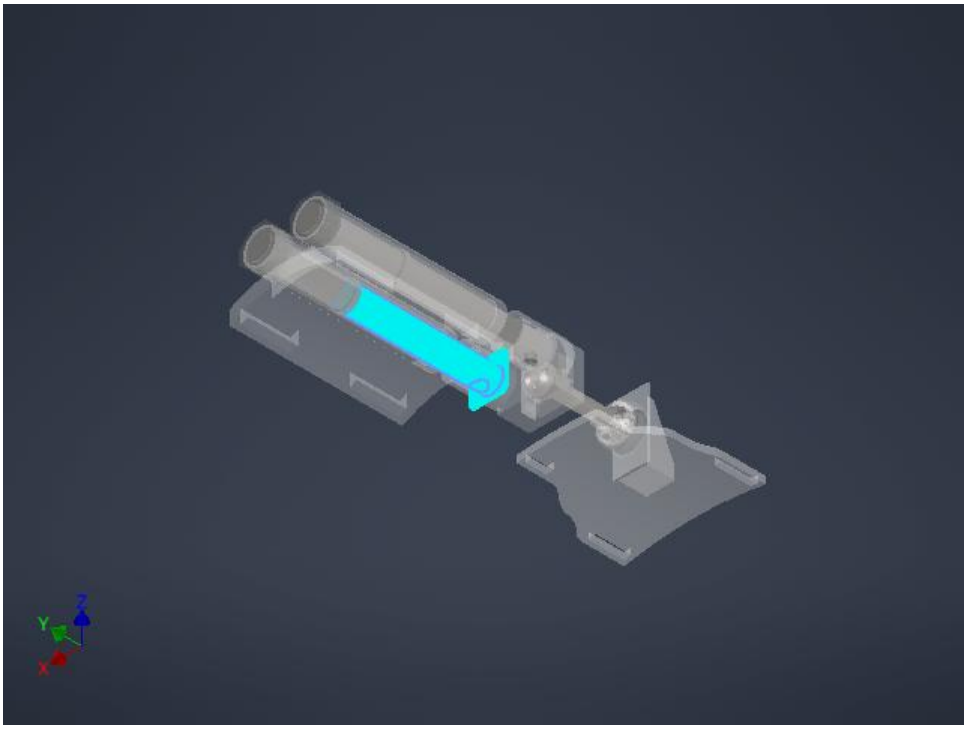


Restricción sin fricción:1

Tipo de restricción	Restricción sin fricción

Cara(s) seleccionada(s)

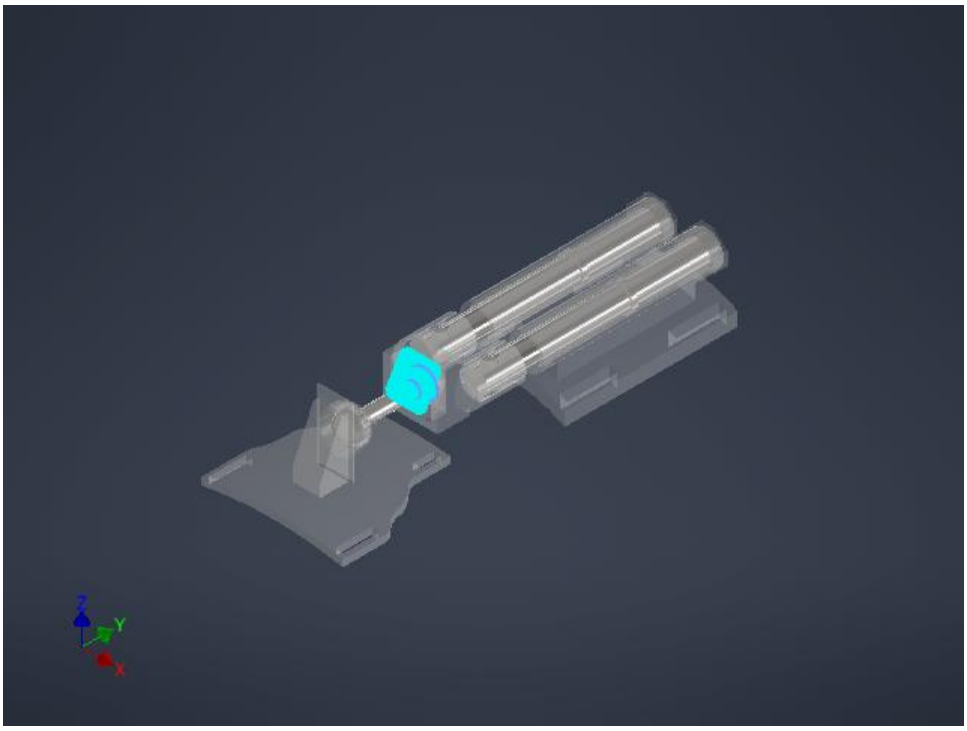


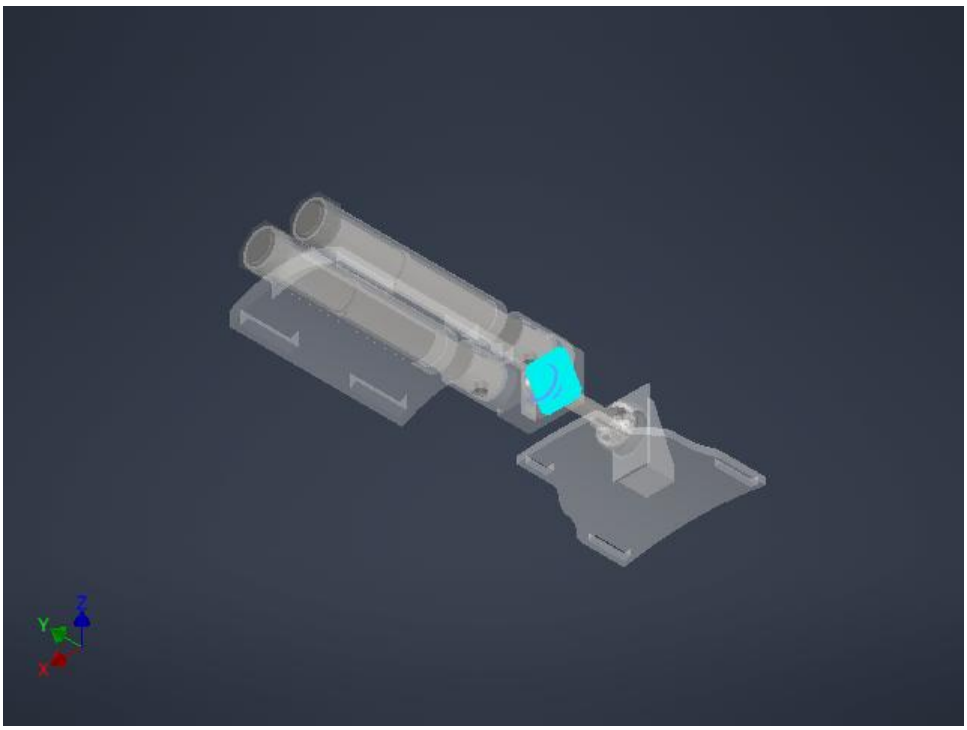


Restricción sin fricción:2

Tipo de restricción	Restricción sin fricción

Cara(s) seleccionada(s)

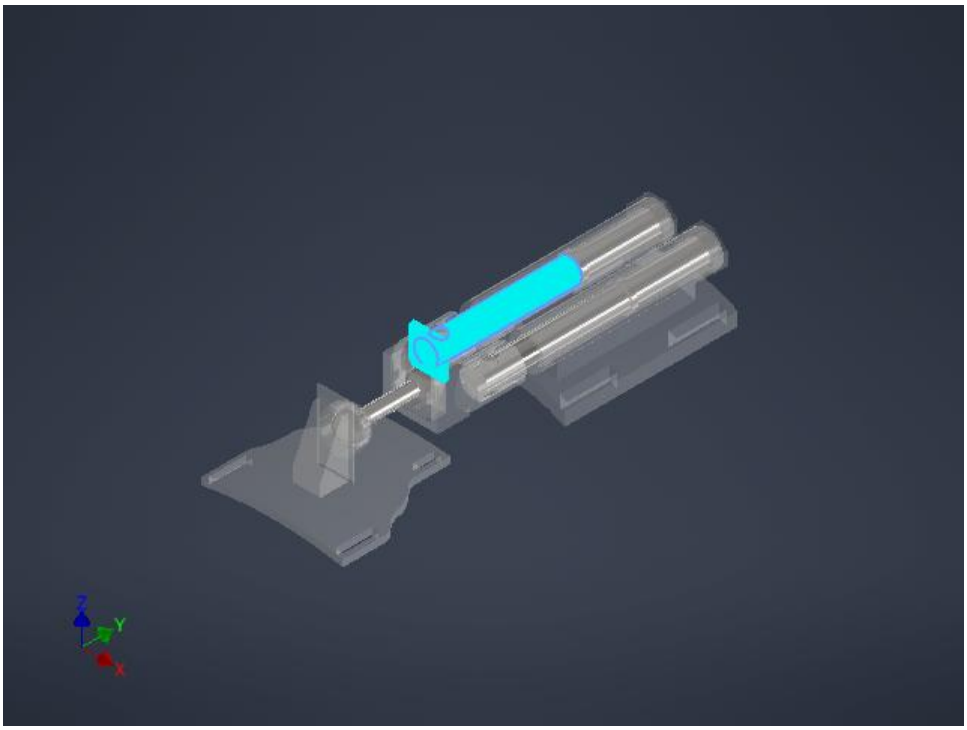


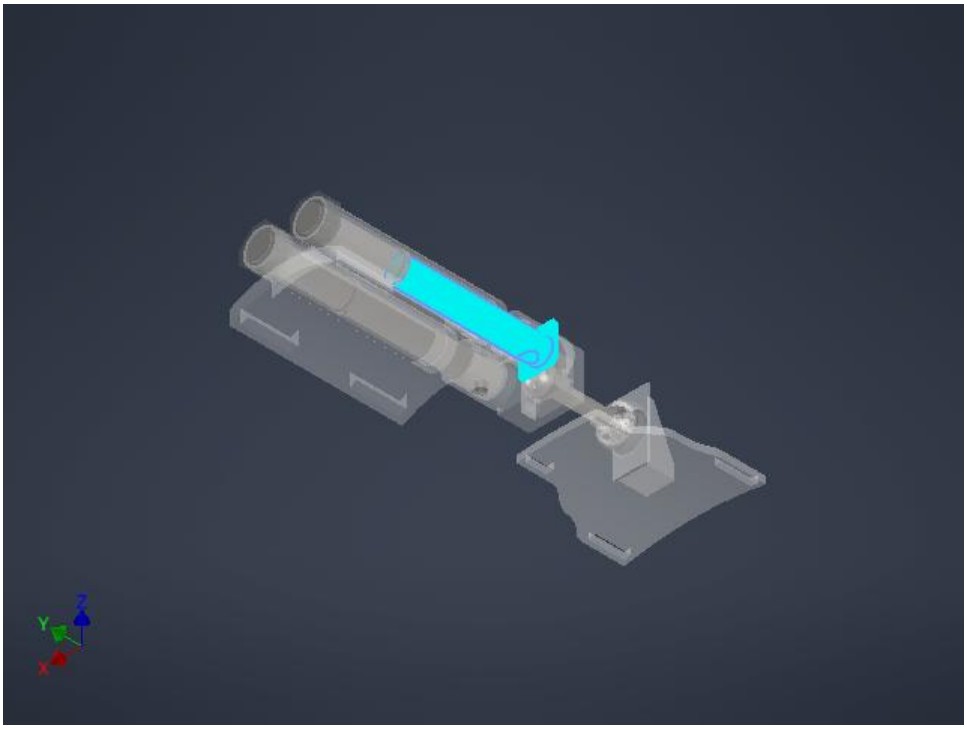


Restricción sin fricción:3

Tipo de restricción	Restricción sin fricción

Cara(s) seleccionada(s)

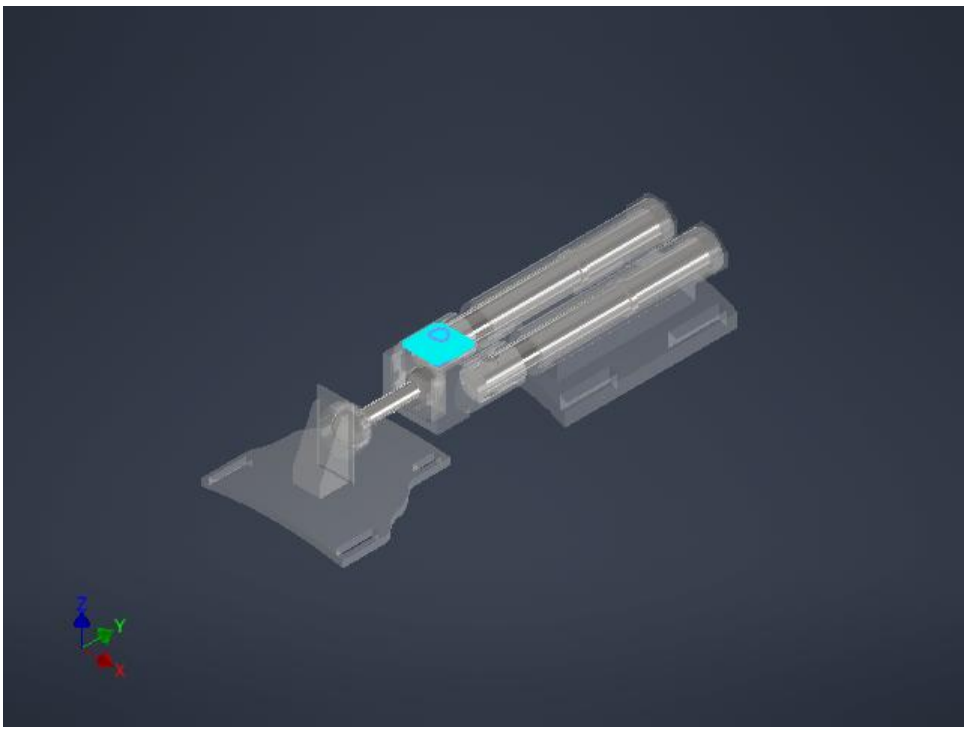


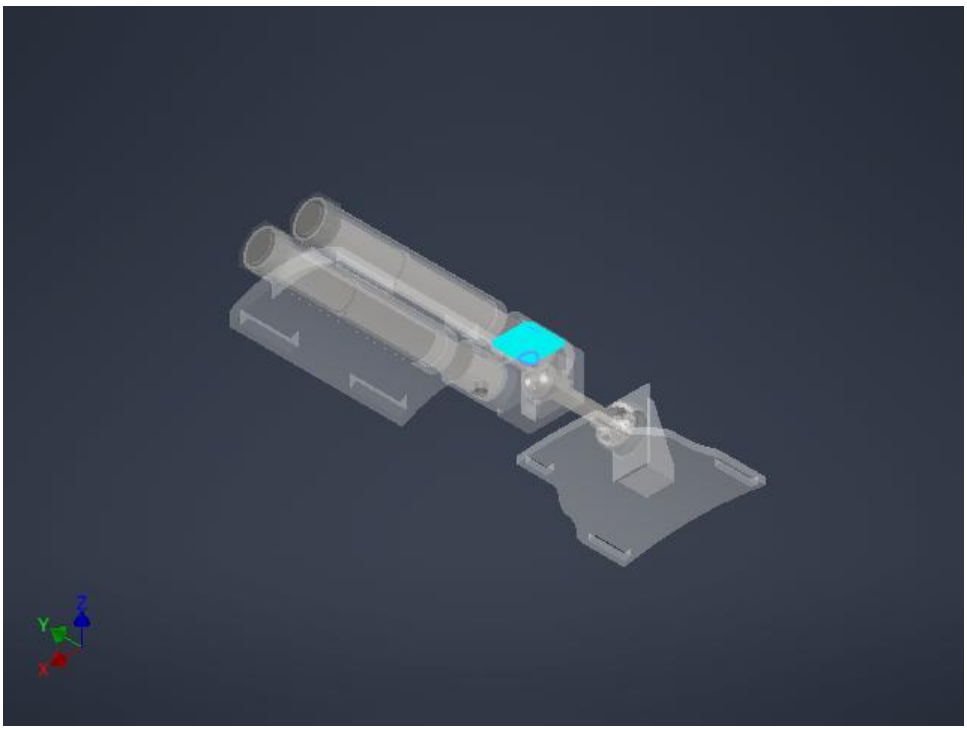


Restricción de pasador:1

Tipo de restricción	Restricción de pasador
Fijar dirección radial	Sí
Fijar dirección axial	Sí
Fijar dirección tangencial	No

Cara(s) seleccionada(s)

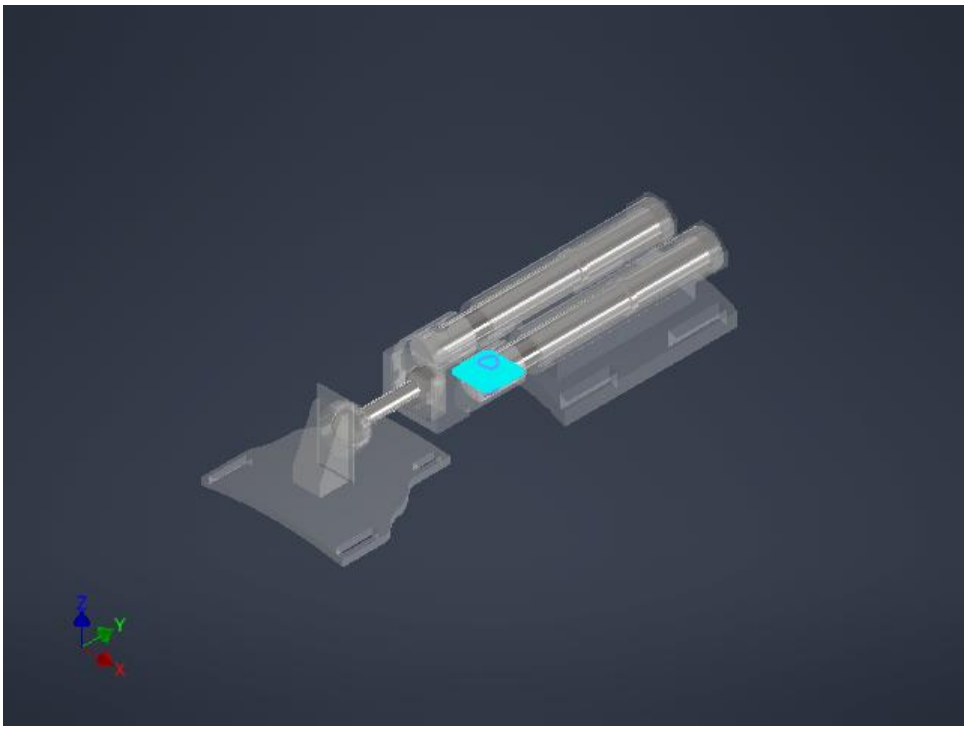


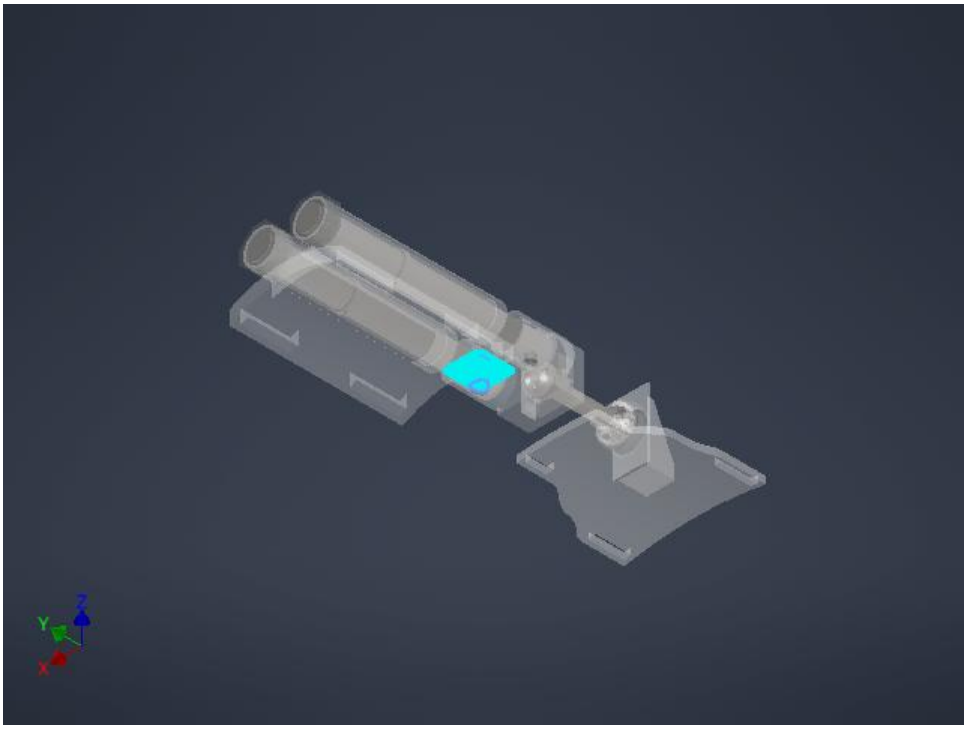


Restricción de pasador:2

Tipo de restricción	Restricción de pasador
Fijar dirección radial	Sí
Fijar dirección axial	Sí
Fijar dirección tangencial	No

Cara(s) seleccionada(s)

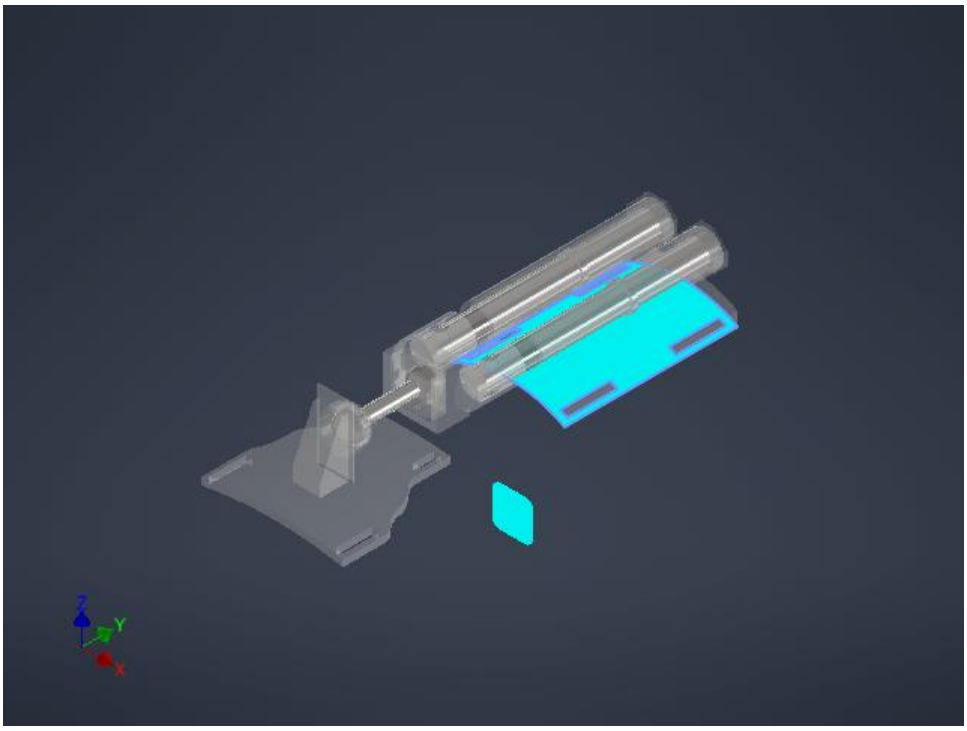


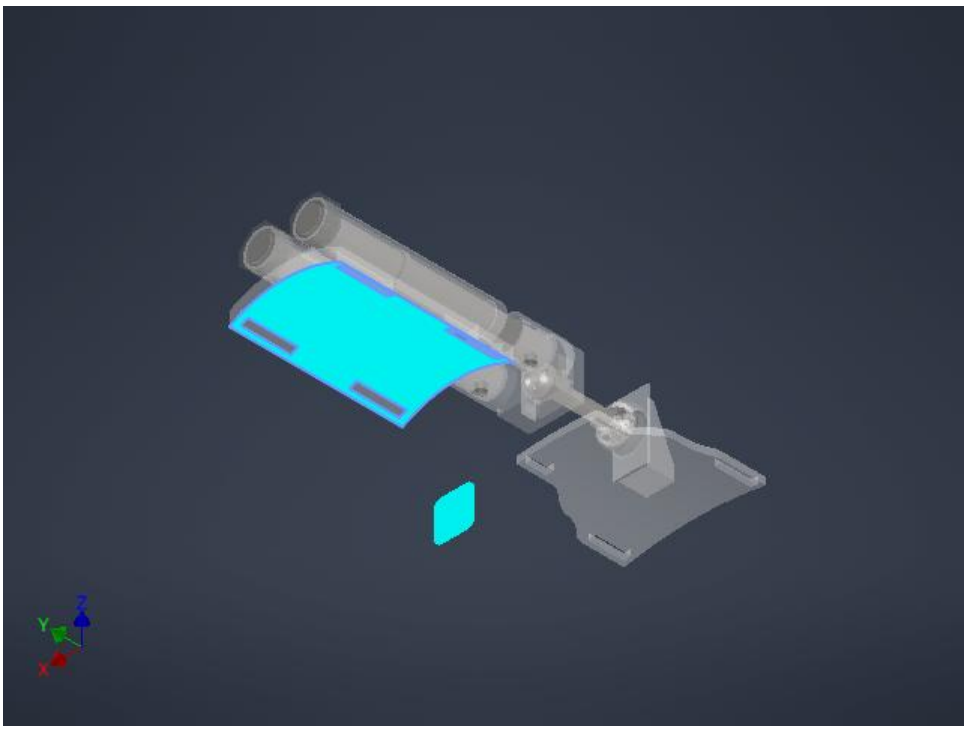


Restricción fija:1

Tipo de restricción	Restricción fija

Cara(s) seleccionada(s)





Contactos (Bloqueado)

Nombre	Nombre(s) de pieza
Bloqueado:1	Pieza Dorsal:1 Tapa P.Dorsal:1
Bloqueado:2	Pieza Dorsal:1 Tapa P.Dorsal:1
Bloqueado:3	Pieza Dorsal:1 Tapa P.Dorsal:1
Bloqueado:4	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:5	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:6	Conector Externo1:1 Conector Interno:1

Bloqueado:7	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:8	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:9	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:10	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:11	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:12	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:13	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:14	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:15	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:16	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:17	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:18	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:19	Conector Externo1:1 Conector Interno:1

Bloqueado:20	Conector Externo1:1 Conector Interno:1
Bloqueado:21	Pieza Antebrazo:1 Tapa P.Antebrazo:2
Bloqueado:22	Pieza Antebrazo:1 Tapa P.Antebrazo:2
Bloqueado:23	Pieza Antebrazo:1 Tapa P.Antebrazo:1
Bloqueado:24	Pieza Antebrazo:1 Tapa P.Antebrazo:1
Bloqueado:25	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:26	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:27	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:28	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:29	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:30	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:31	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:32	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1

Bloqueado:33	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:34	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:35	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:36	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:37	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:38	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:39	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:40	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:41	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:42	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:43	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:44	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:45	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1

Bloqueado:46	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:47	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:48	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:49	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:50	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:51	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:52	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:53	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:54	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:55	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:56	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:57	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:58	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1

Bloqueado:59	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1
Bloqueado:60	Articulación1:1 Pieza Dorsal:1

Resultados

Fuerza y pares de reacción en restricciones

Nombre de la restricción	**Fuerza de reacción**		**Pares de reacción**	
	Magnitud	**Componente (X, Y, Z)**	**Magnitud**	**Componente (X, Y, Z)**
Restricción sin fricción:1	2,61641 N	-0,00935064 N	0,0915863 N m	0,0915863 N m
		-0,721302 N		-0,0000779968 N m
		2,515 N		0,0000831799 N m
Restricción sin fricción:2	7,65744 N	0,0318679 N	0,145872 N m	-0,145859 N m
		-7,04581 N		0,00115799 N m
		2,99865 N		0,00159979 N m
Restricción sin fricción:3	2,6079 N	-0,00953822 N	0,0908162 N m	0,0908158 N m
		-0,720453 N		-0,0000890267 N m
		2,50639 N		-0,000262765 N m
Restricción de pasador:1	2,67657 N	0,00966233 N	0,000157252 N m	0,000052464 N m
		2,67522 N		0,000114463 N m

		0,0843918 N		-0,0000942019 N m
Restricción de pasador:2	2,67621 N	0,00630173 N	0,000136789 N m	0,0000264649 N m
		2,67477 N		0,0000907917 N m
		0,087526 N		-0,0000988311 N m
Restricción fija:1	4,44611 N	-0,000836936 N	0,0306611 N m	-0,0306611 N m
		0,997045 N		-0,0000179671 N m
		4,33288 N		-0,0000127517 N m

Resumen de resultados

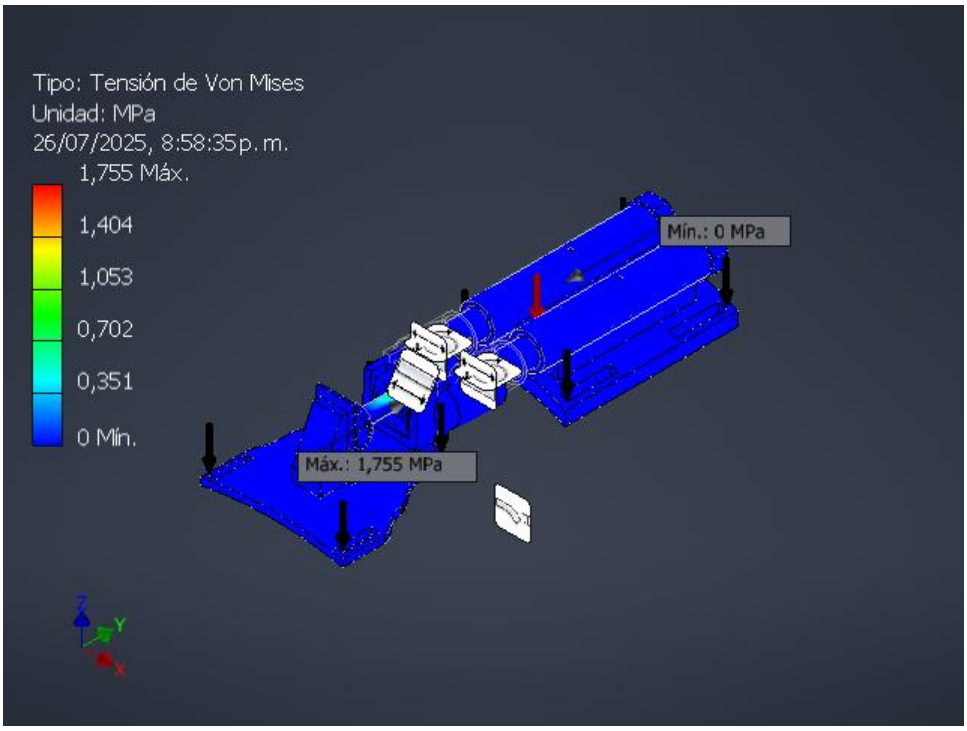
Nombre	**Mínimo**	**Máximo**
Volumen	363011 mm^3	
Masa	1,09044 kg	
Tensión de Von Mises	0,0000210753 MPa	1,75482 MPa
Primera tensión principal	-0,477984 MPa	1,58366 MPa
Tercera tensión principal	-1,76747 MPa	0,175385 MPa
Desplazamiento	0 mm	2,55187 mm
Coeficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-0,560487 MPa	0,360821 MPa
Tensión XY	-0,612386 MPa	0,280674 MPa

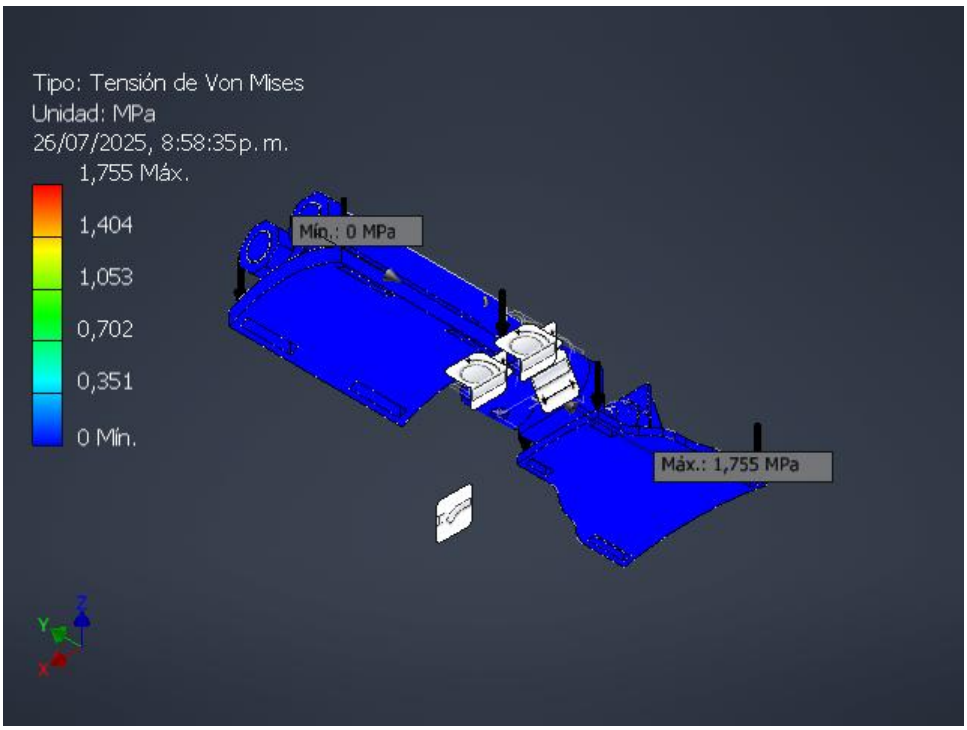
Tensión XZ	-0,193757 MPa	0,283165 MPa
Tensión YY	-1,76743 MPa	1,58139 MPa
Tensión YZ	-0,395662 MPa	0,44469 MPa
Tensión ZZ	-0,829692 MPa	0,782736 MPa
Desplazamiento X	-0,0649017 mm	0,152082 mm
Desplazamiento Y	-2,43725 mm	0,00147623 mm
Desplazamiento Z	-0,802501 mm	0,00000372258 mm
Deformación equivalente	0,000000000198048 su	0,0000372089 su
Primera deformación principal	-0,0000000682145 su	0,0000308828 su
Tercera deformación principal	-0,0000374093 su	0,000000058053 su
Deformación XX	-0,00000652366 su	0,0000120426 su
Deformación XY	-0,0000314641 su	0,0000144209 su
Deformación XZ	-0,00000635763 su	0,00000719885 su
Deformación YY	-0,0000329934 su	0,0000127464 su
Deformación YZ	-0,0000165089 su	0,00000968523 su
Deformación ZZ	-0,0000185545 su	0,00000839975 su
Presión de contacto	0 MPa	298,565 MPa
Presión de contacto X	-29,2847 MPa	20,4979 MPa

Presión de contacto Y	-114,146 MPa	277,488 MPa
Presión de contacto Z	-70,3082 MPa	108,263 MPa

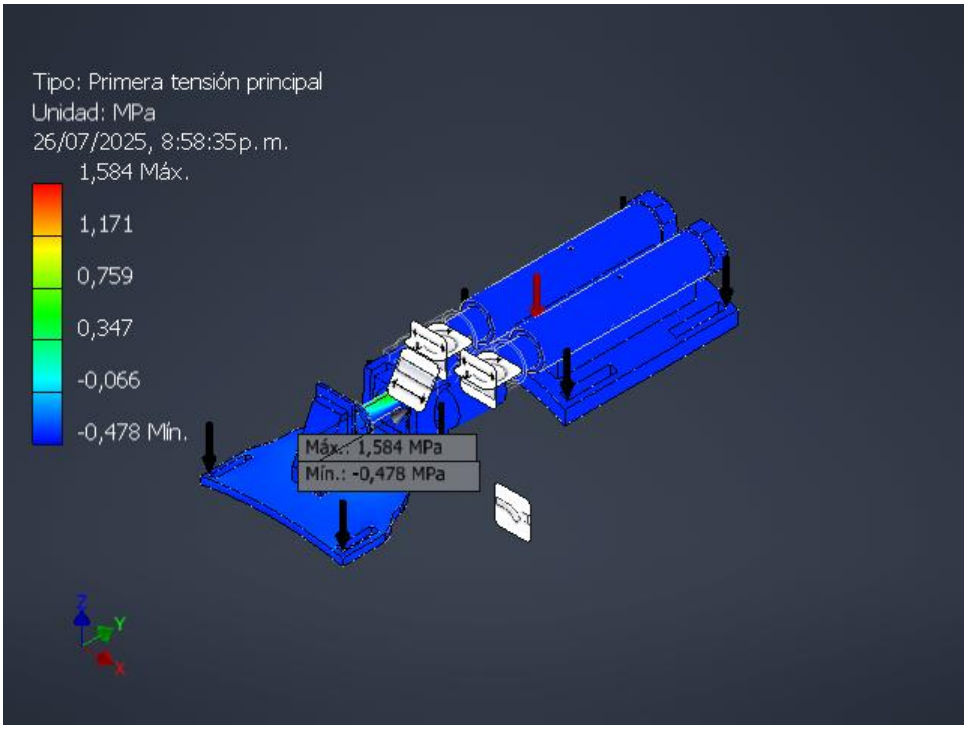
Figuras

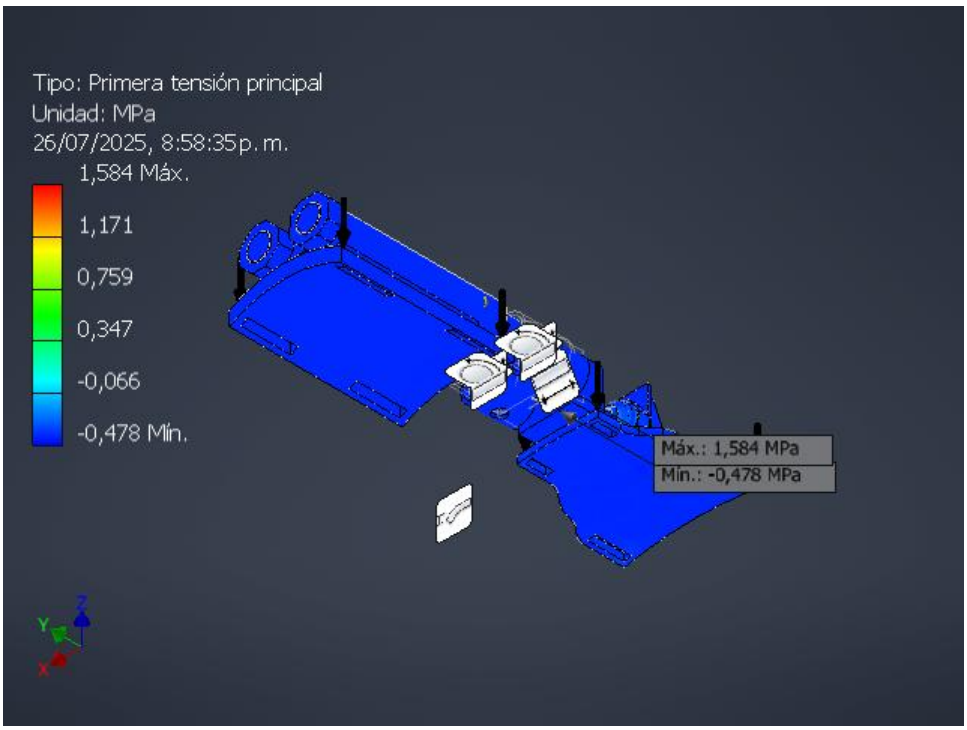
Tensión de Von Mises



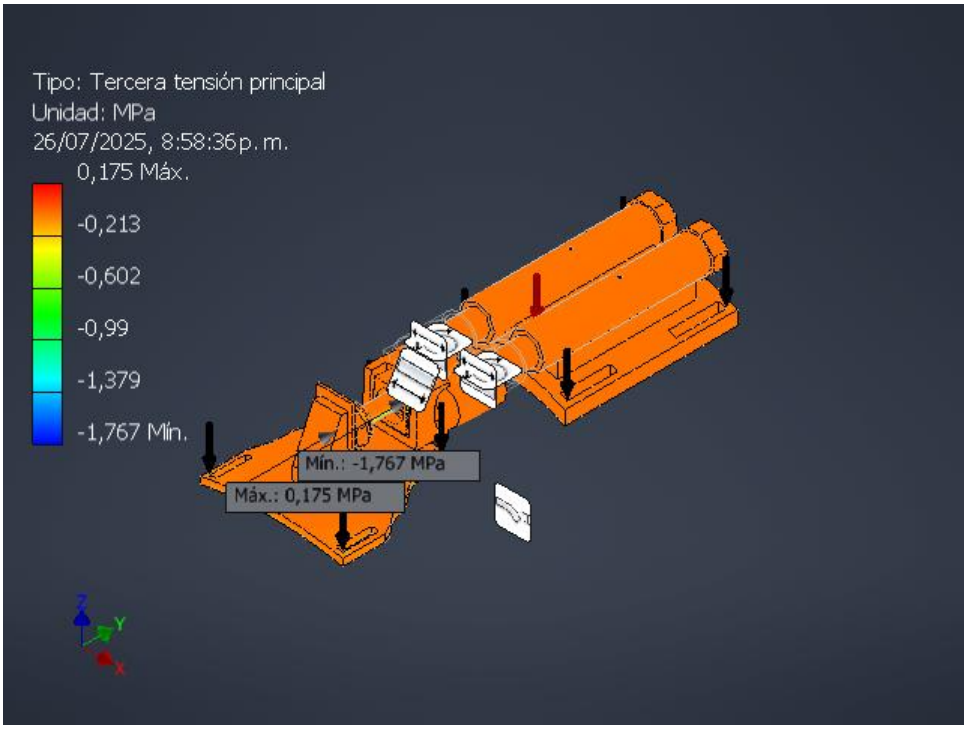


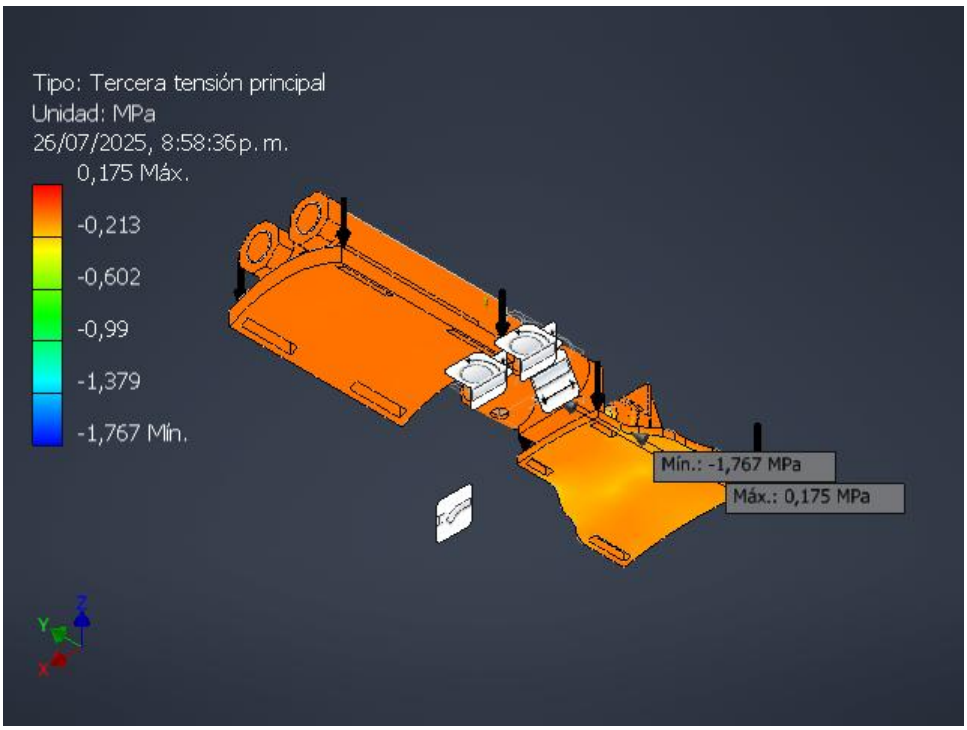
Primera tensión principal



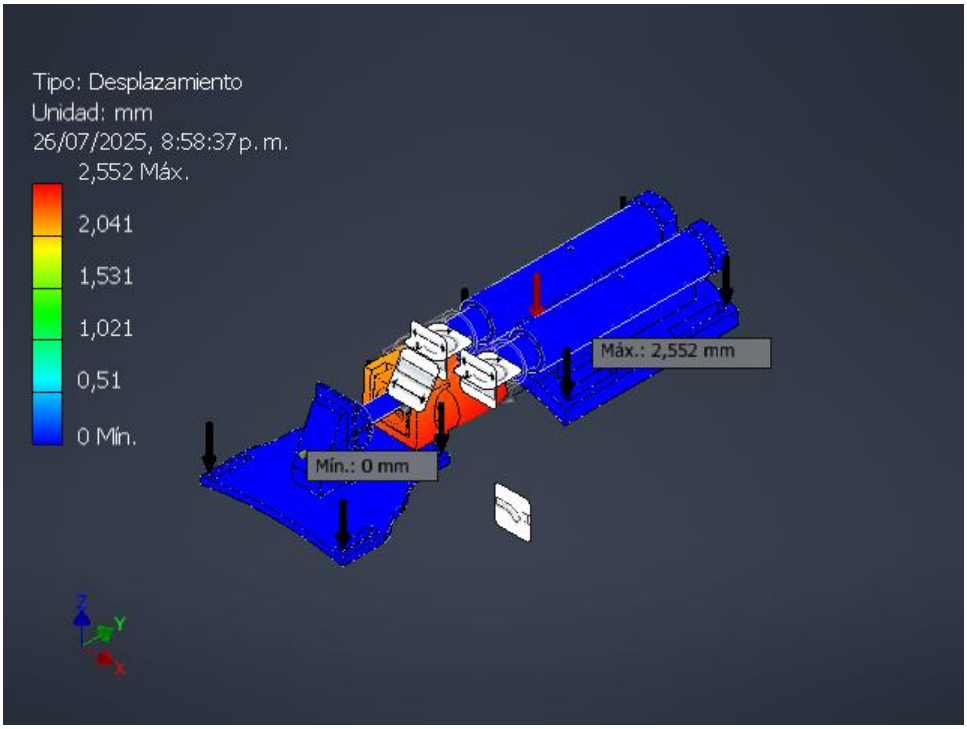


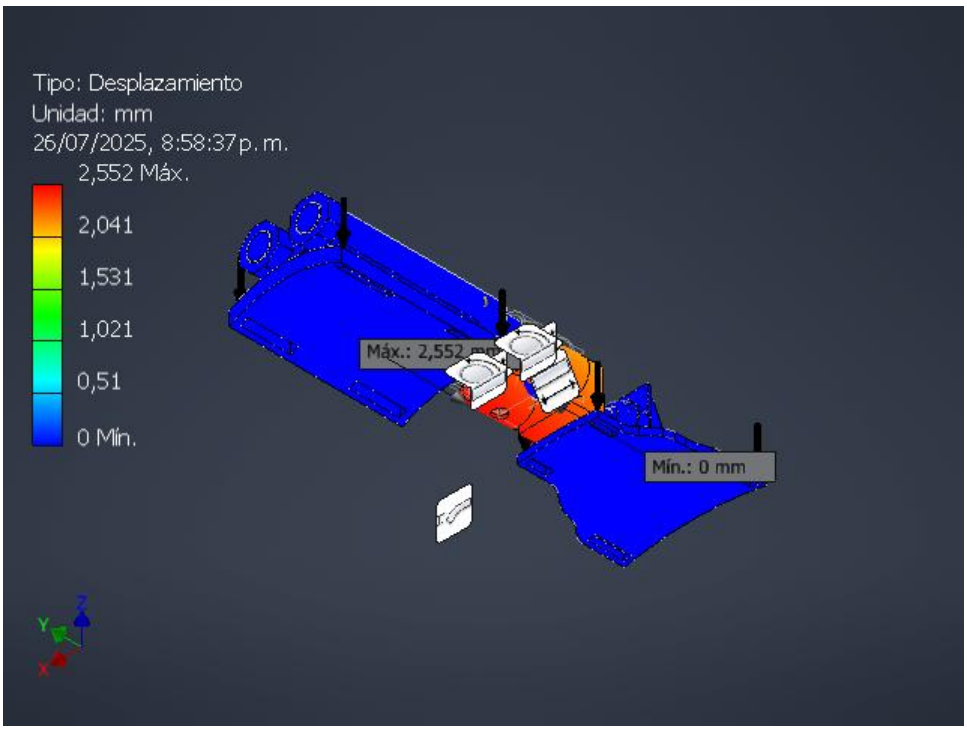
Tercera tensión principal



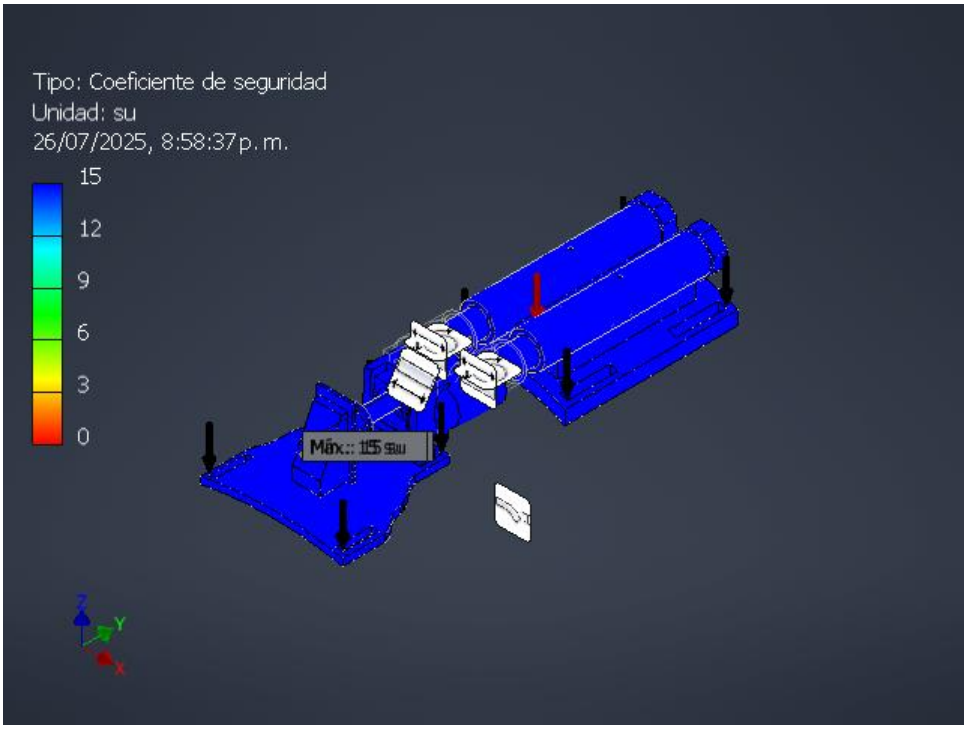


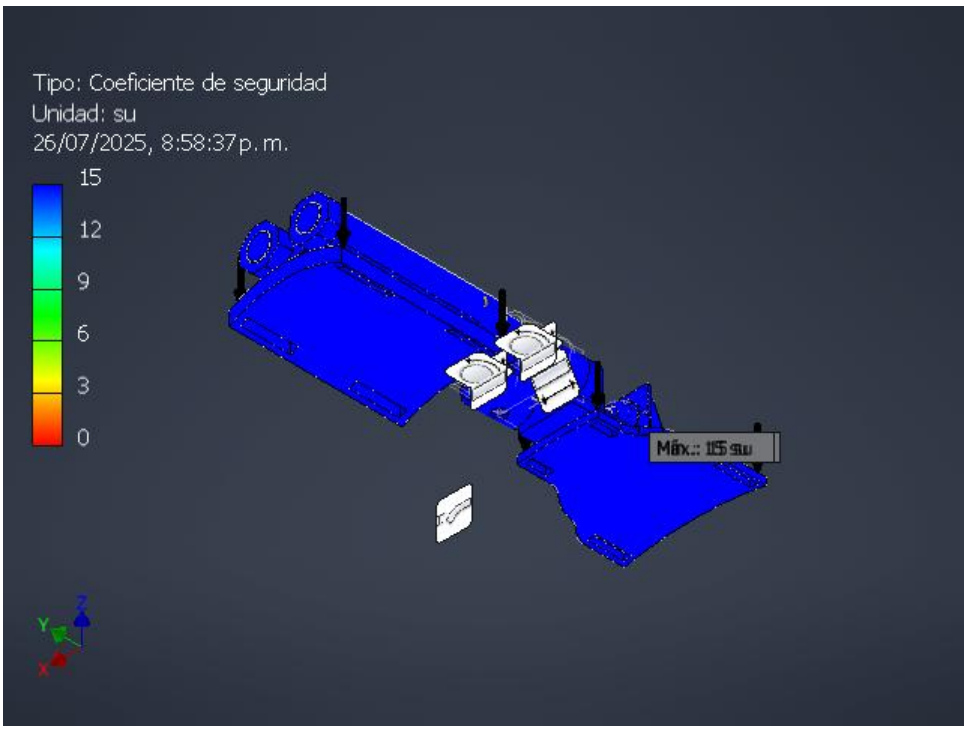
Desplazamiento



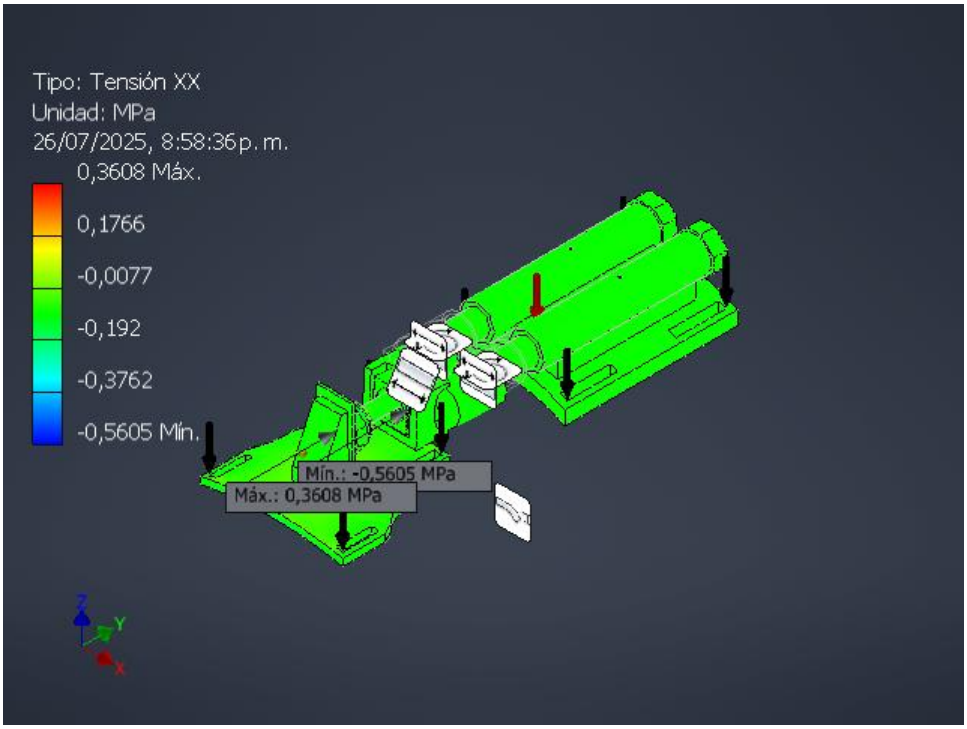


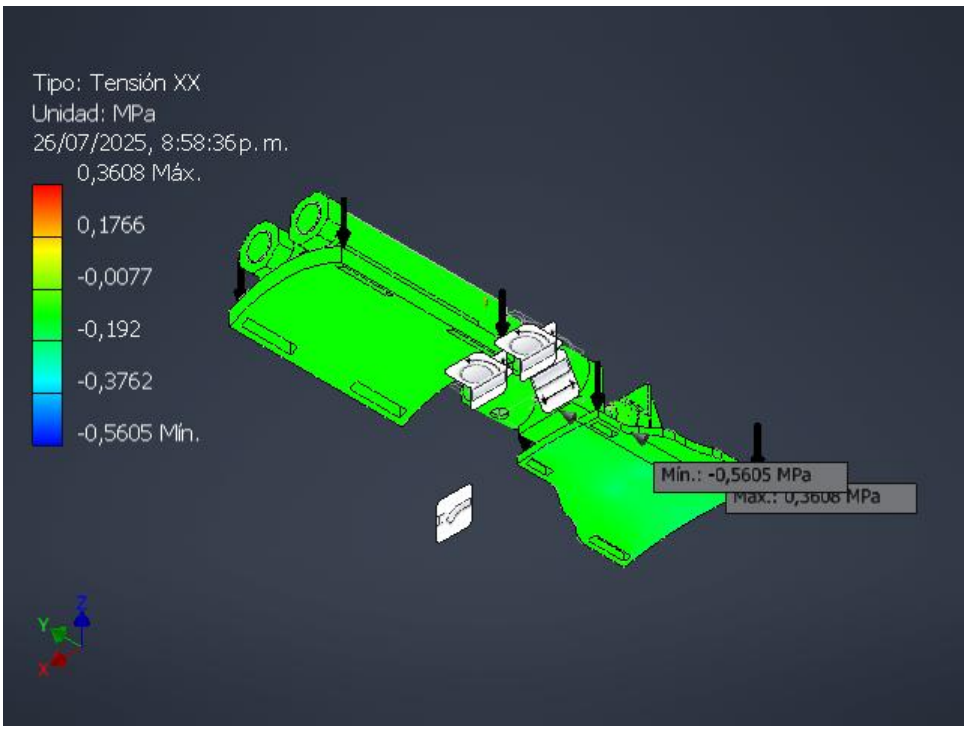
Coeficiente de seguridad



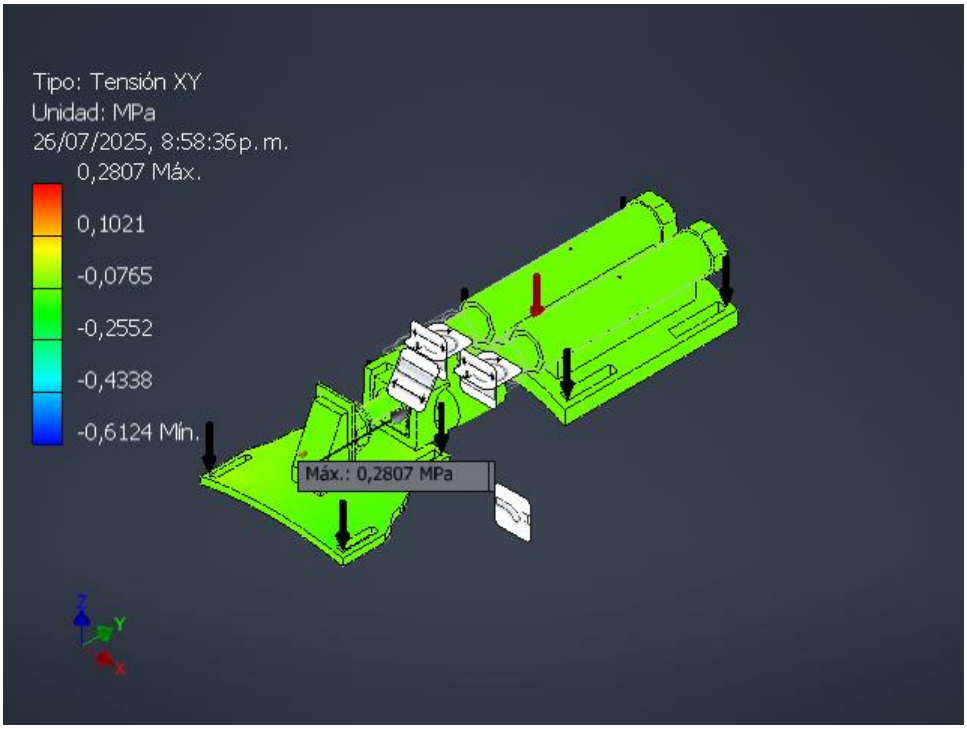

Tipo: Coeficiente de seguridad
Unidad: su
26/07/2025, 8:58:37 p. m.
15
12
9
6
3
0
Máx.: 115 su

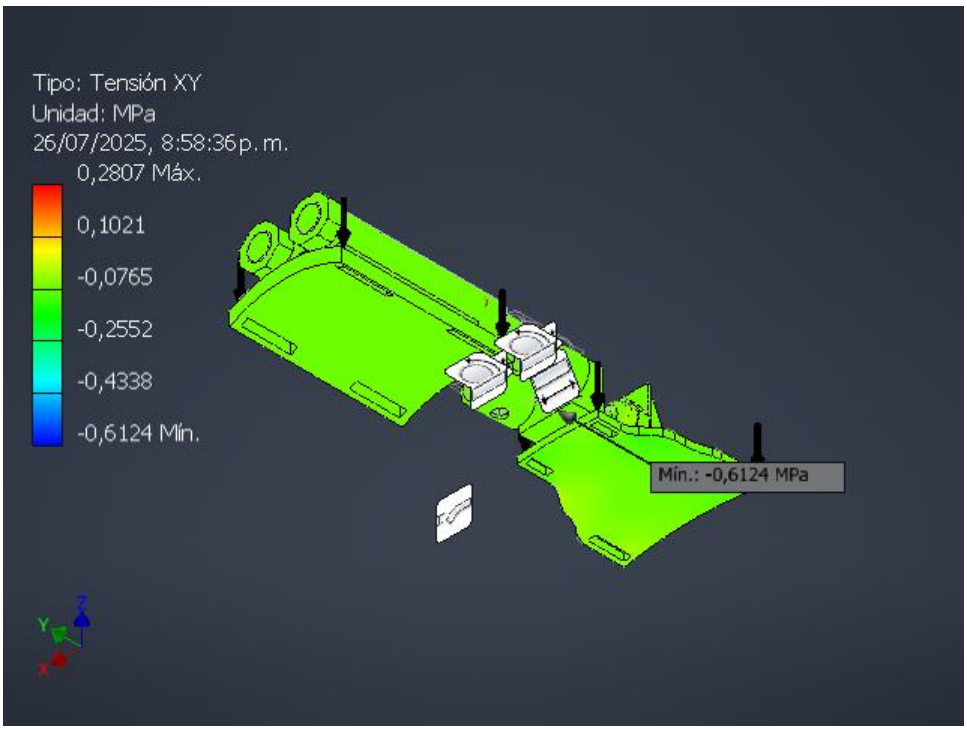
Tensión XX


Tipo: Tensión XX
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:36 p. m.
0,3608 Máx.
0,1766
-0,0077
-0,192
-0,3762
-0,5605 Mín.
Mín.: -0,5605 MPa
Máx.: 0,3608 MPa

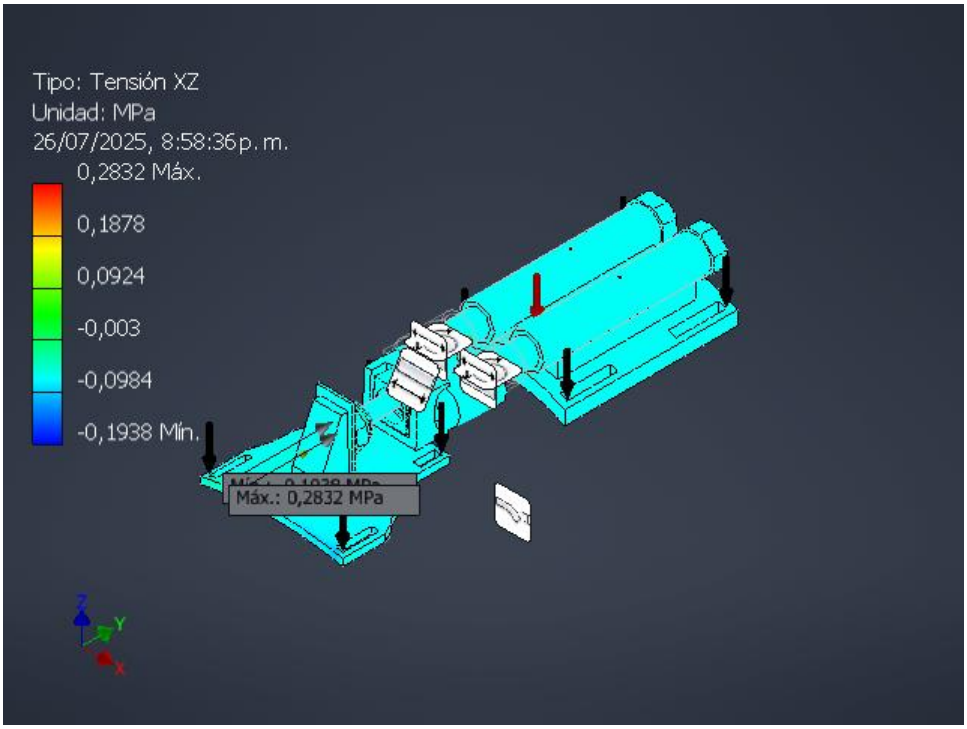

Tipo: Tensión XX
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:36 p. m.
0,3608 Máx.
0,1766
-0,0077
-0,192
-0,3762
-0,5605 Mín.
Mín.: -0,5605 MPa
Máx.: 0,3608 MPa

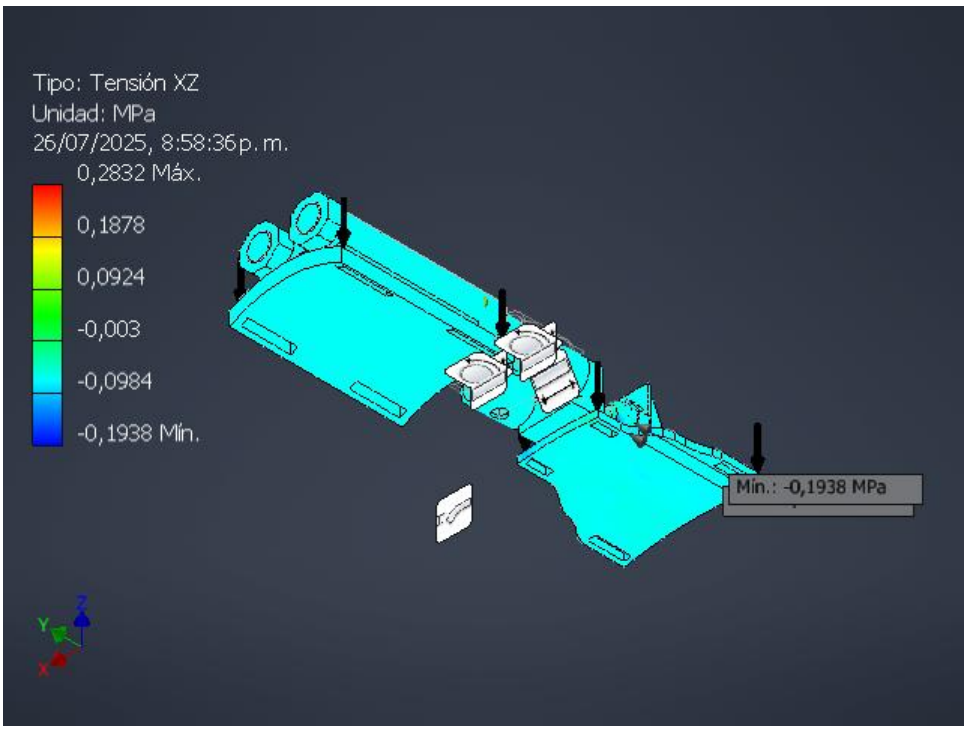
Tensión XY


Tipo: Tensión XY
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:36 p. m.
0,2807 Máx.
0,1021
-0,0765
-0,2552
-0,4338
-0,6124 Mín.
Máx.: 0,2807 MPa

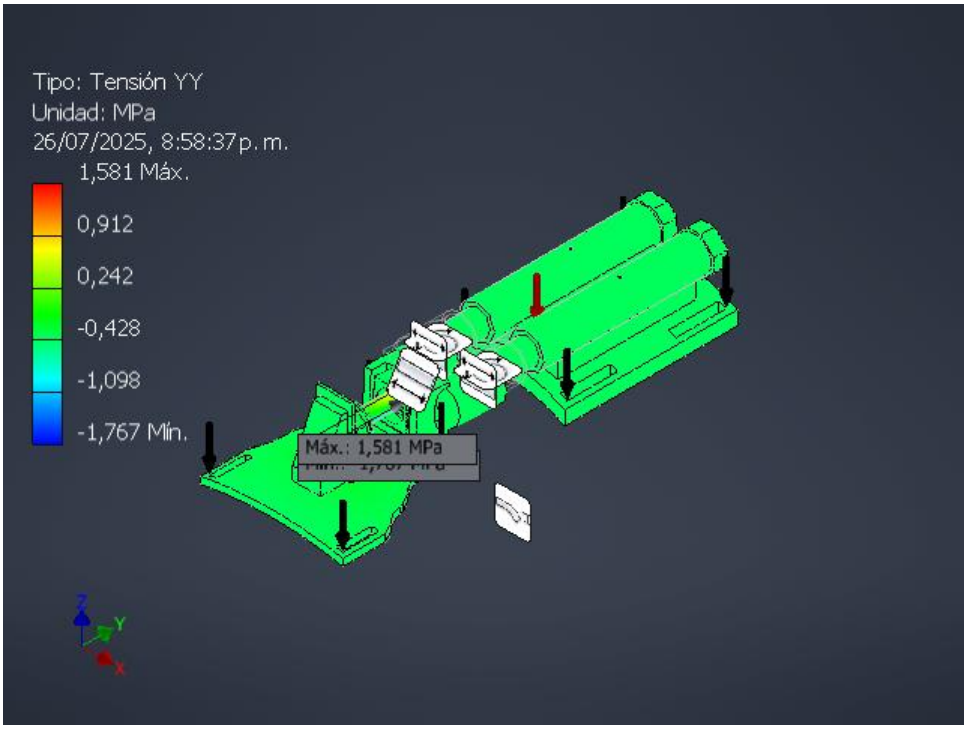

Tipo: Tensión XY
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:36 p. m.
0,2807 Máx.
0,1021
-0,0765
-0,2552
-0,4338
-0,6124 Mín.
Mín.: -0,6124 MPa

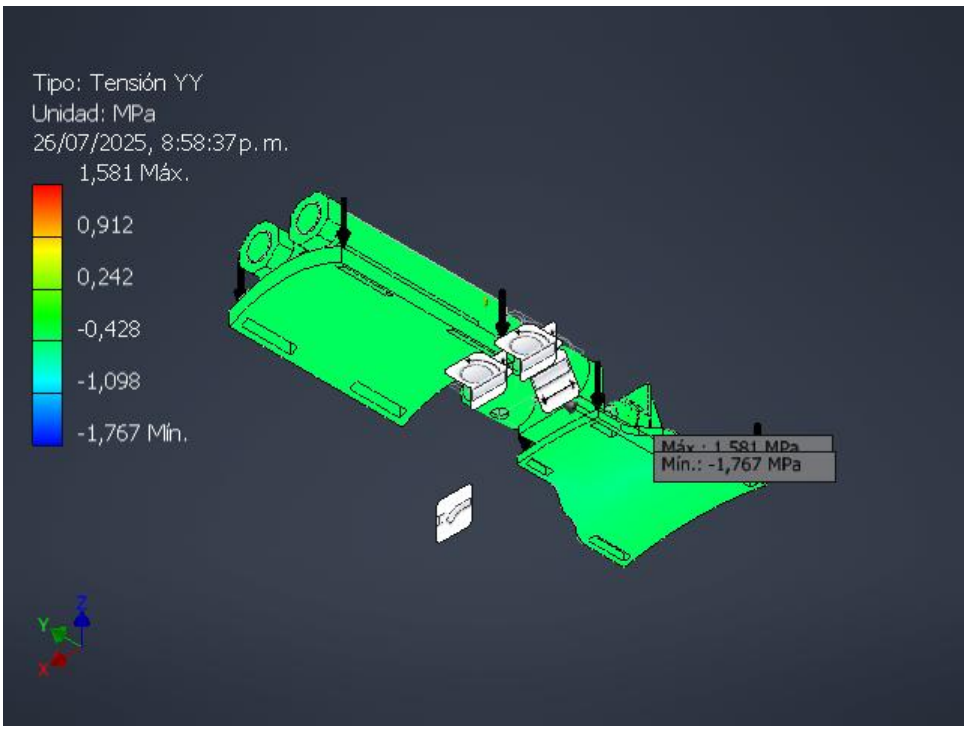
Tensión XZ


Tipo: Tensión XZ
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:36 p. m.
0,2832 Máx.
0,1878
0,0924
-0,003
-0,0984
-0,1938 Mín.
Máx.: 0,2832 MPa

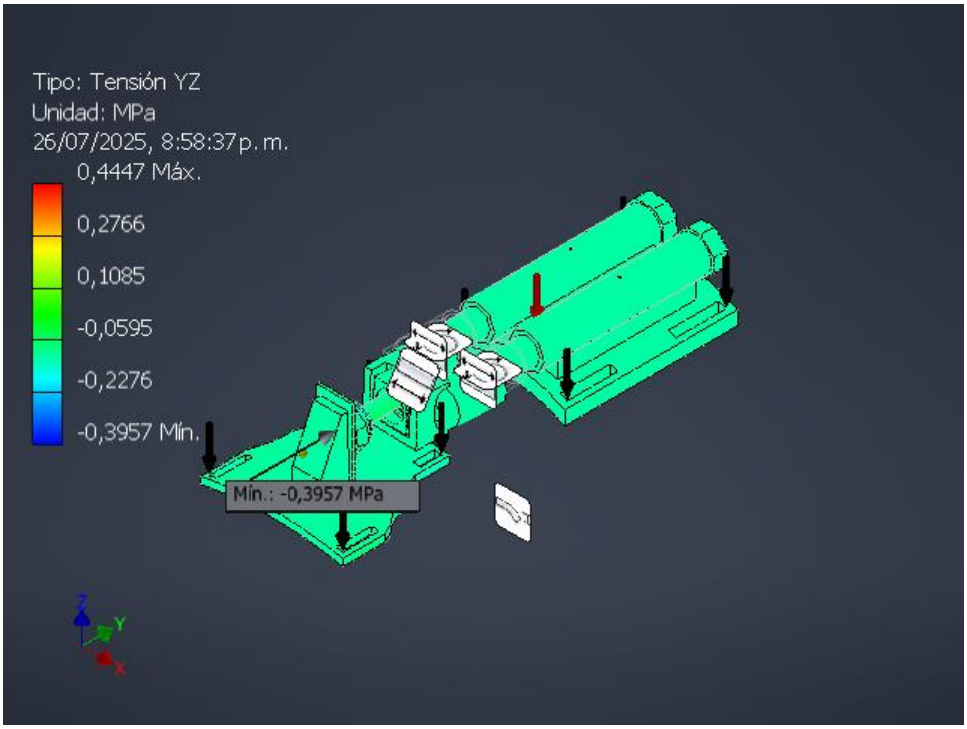

Tipo: Tensión XZ
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:36 p. m.
0,2832 Máx.
0,1878
0,0924
-0,003
-0,0984
-0,1938 Mín.
Mín.: -0,1938 MPa

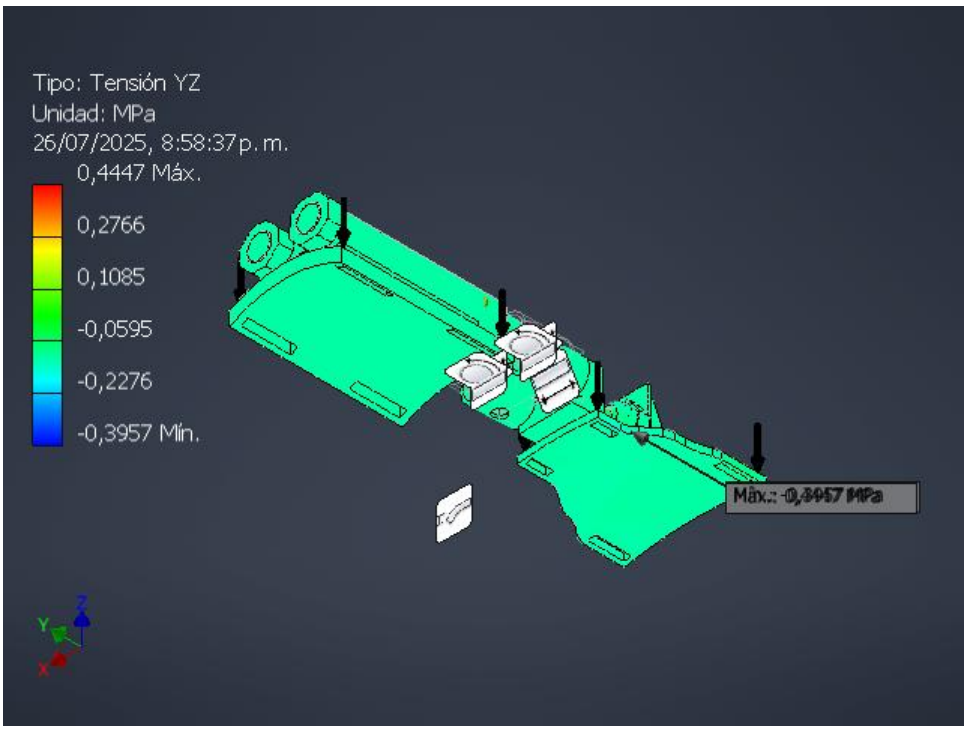
Tensión YY


Tipo: Tensión YY
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:37 p. m.
1,581 Máx.
0,912
0,242
-0,428
-1,098
-1,767 Mín.
Máx.: 1,581 MPa

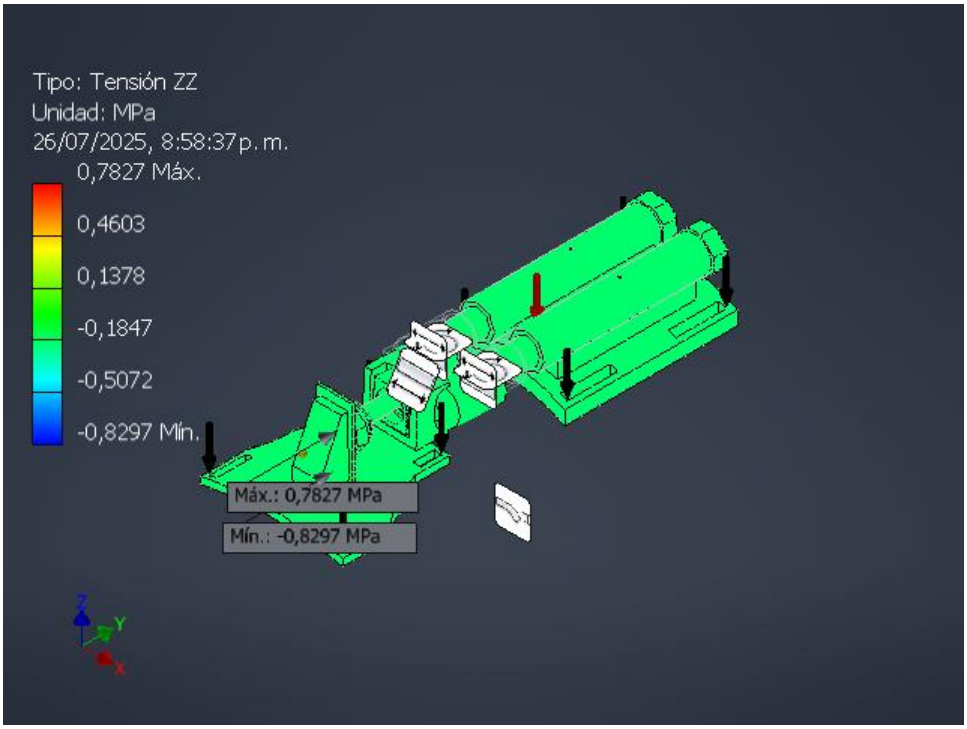

Tipo: Tensión YY
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:37 p. m.
1,581 Máx.
0,912
0,242
-0,428
-1,098
-1,767 Mín.
Máx.: 1,581 MPa
Mín.: -1,767 MPa

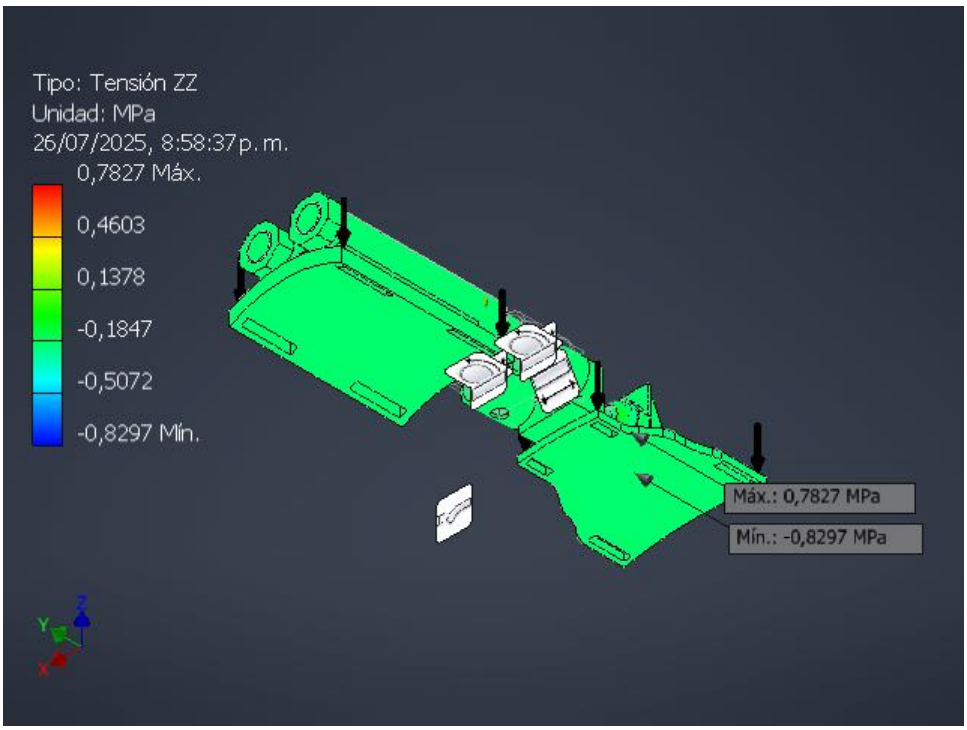
Tensión YZ


Tipo: Tensión YZ
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:37 p. m.
0,4447 Máx.
0,2766
0,1085
-0,0595
-0,2276
-0,3957 Mín.
Mín.: -0,3957 MPa

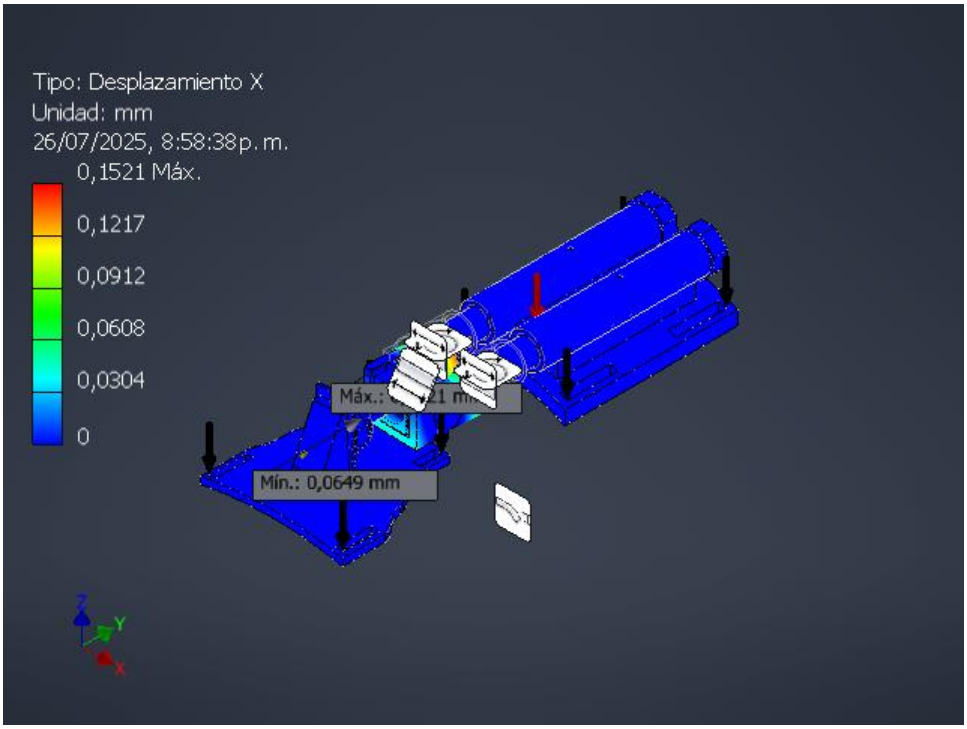

Tipo: Tensión YZ
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:37 p. m.
0,4447 Máx.
0,2766
0,1085
-0,0595
-0,2276
-0,3957 Mín.
Máx.: -0,3957 MPa

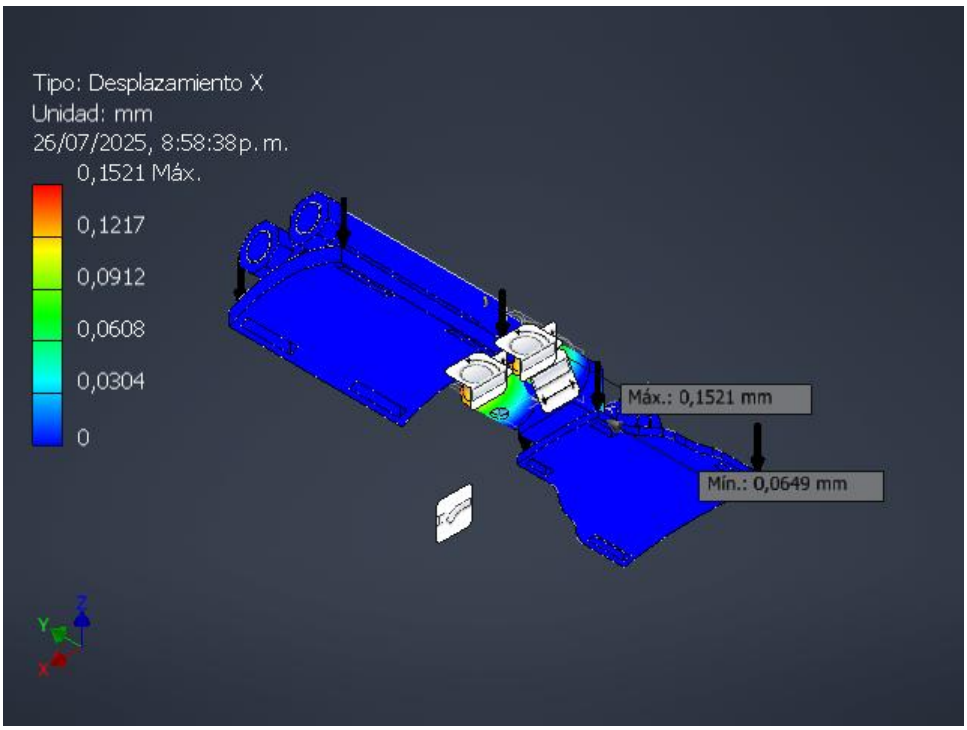
Tensión ZZ


Tipo: Tensión ZZ
Unidad: MPa
26/07/2025, 8:58:37 p. m.
0,7827 Máx.
0,4603
0,1378
-0,1847
-0,5072
-0,8297 Mín.
Máx.: 0,7827 MPa
Mín.: -0,8297 MPa

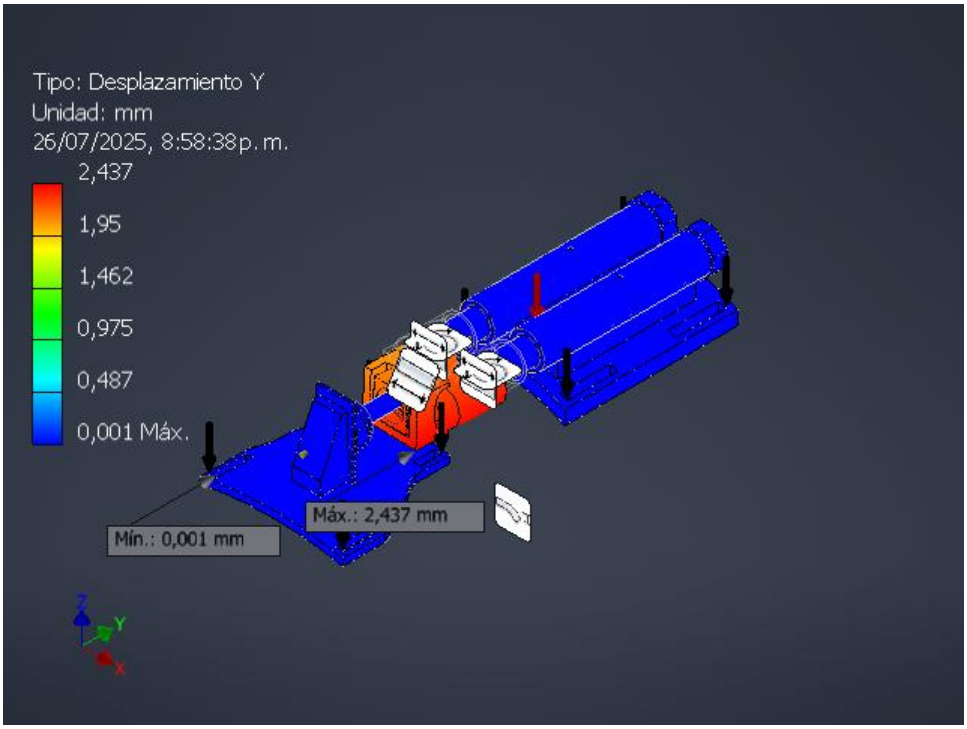


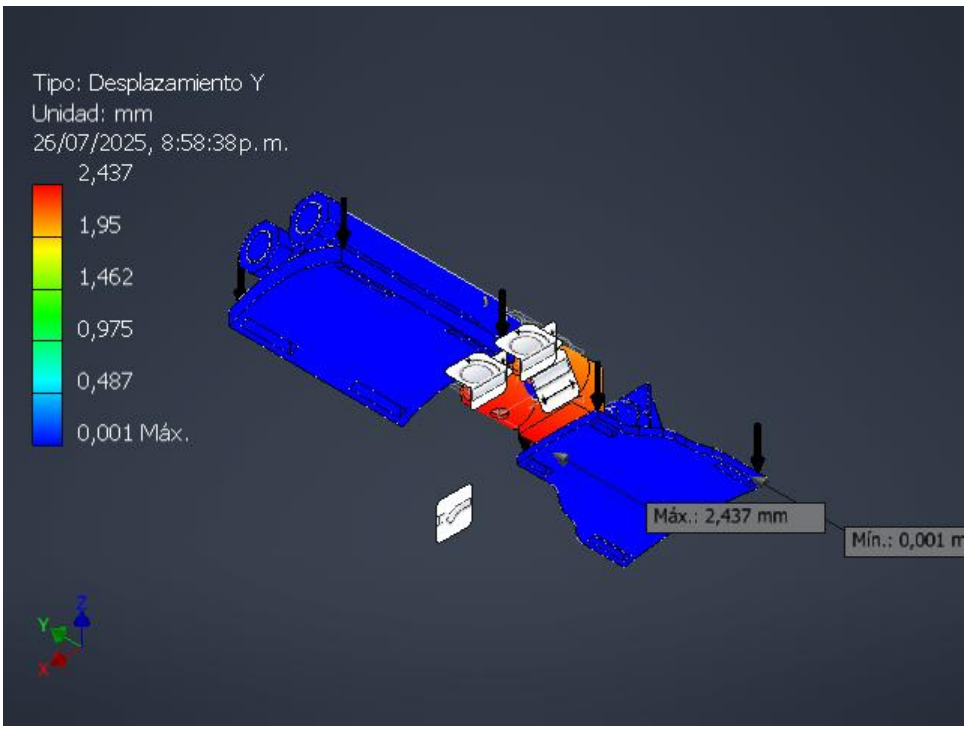
Desplazamiento X



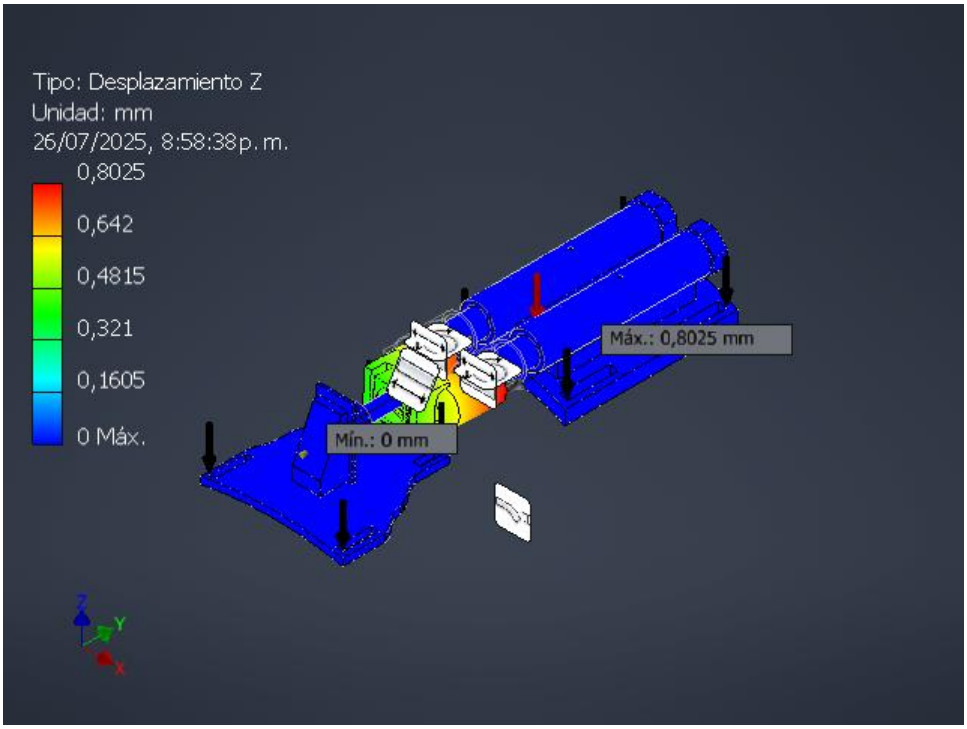


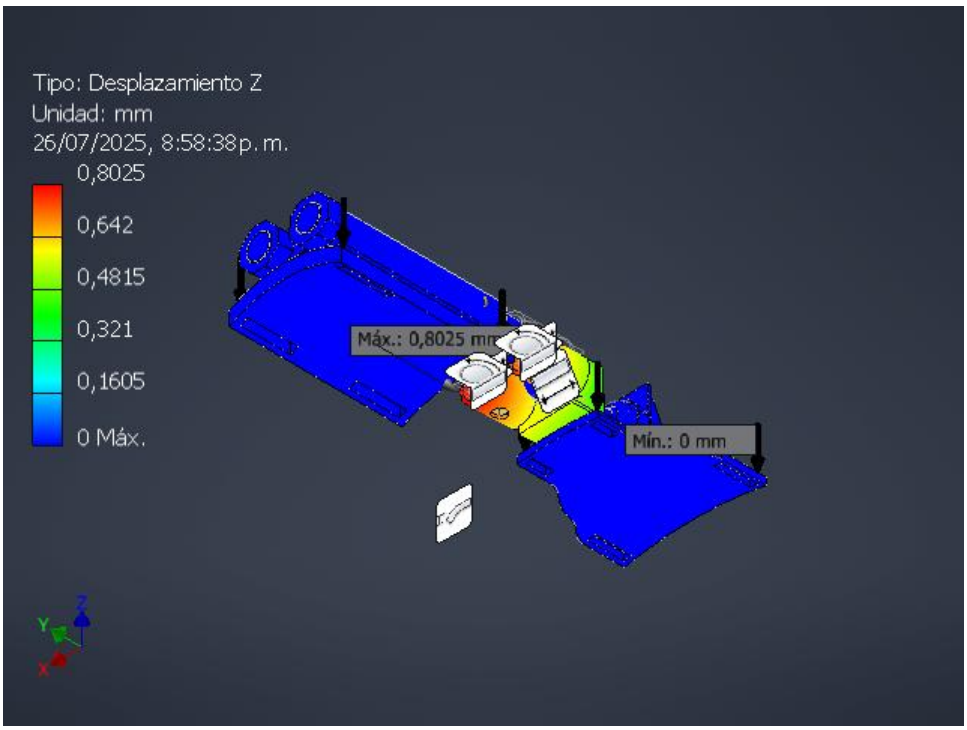
Desplazamiento Y



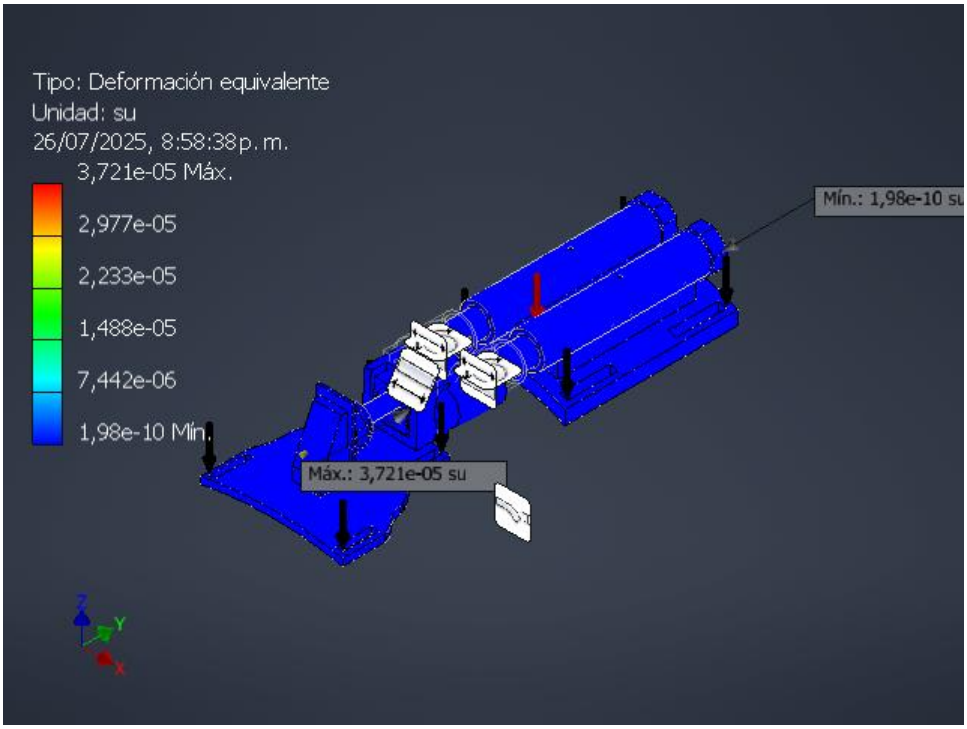


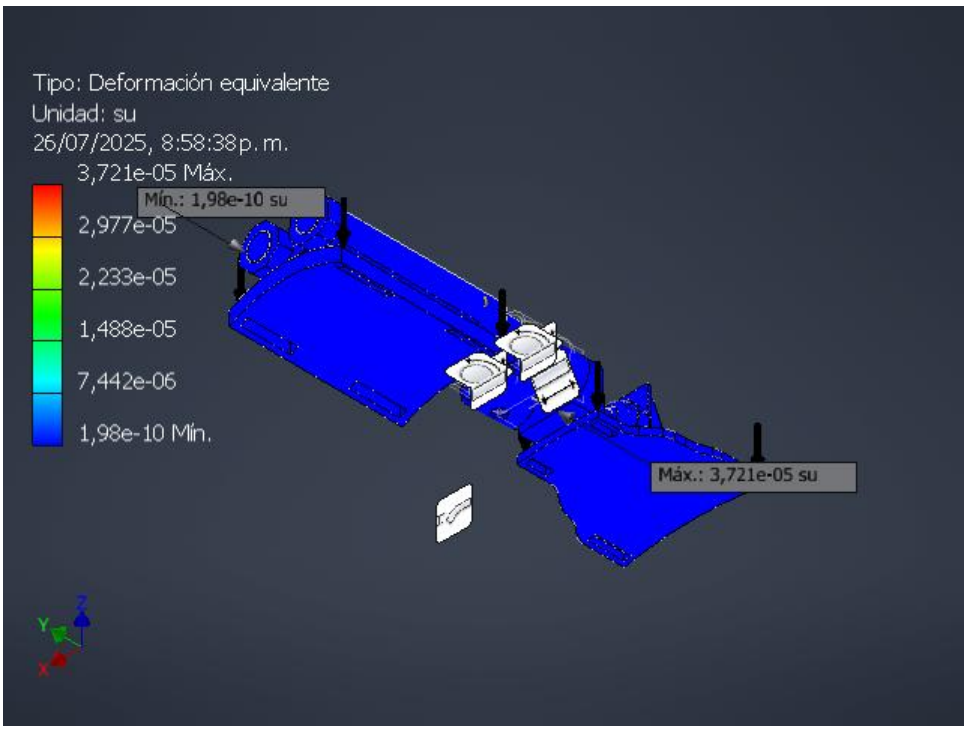
Desplazamiento Z



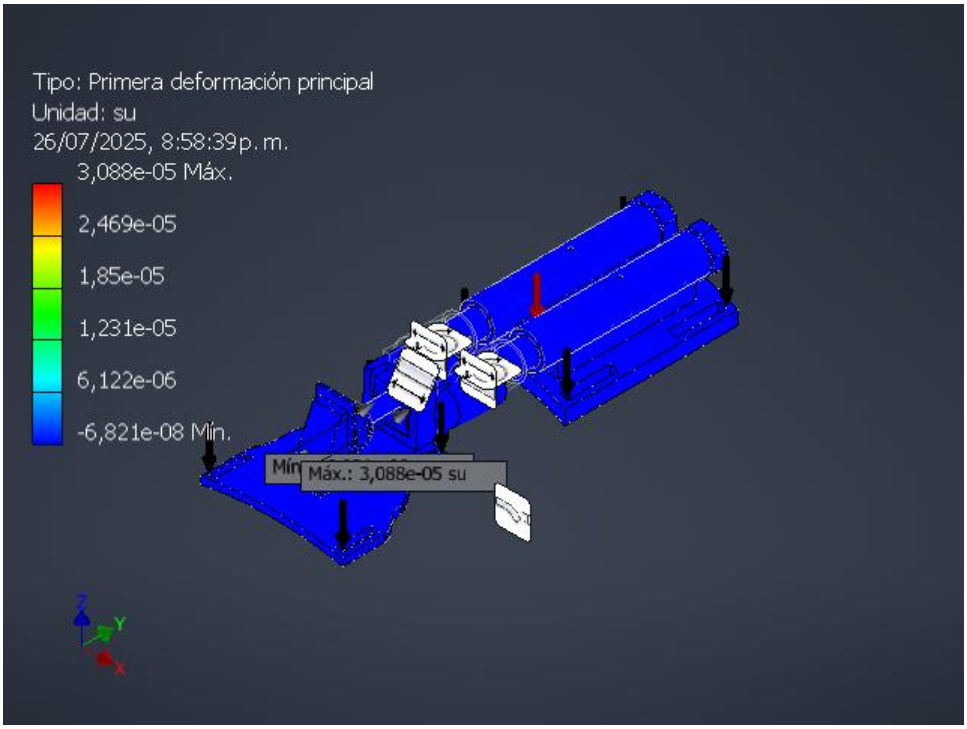


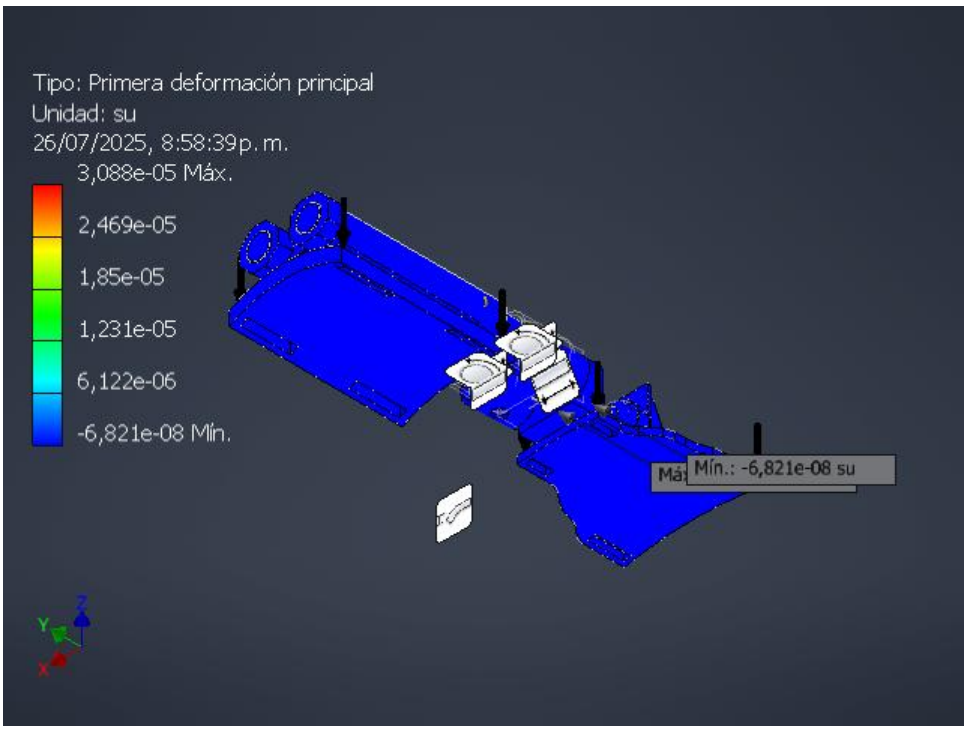
Deformación equivalente



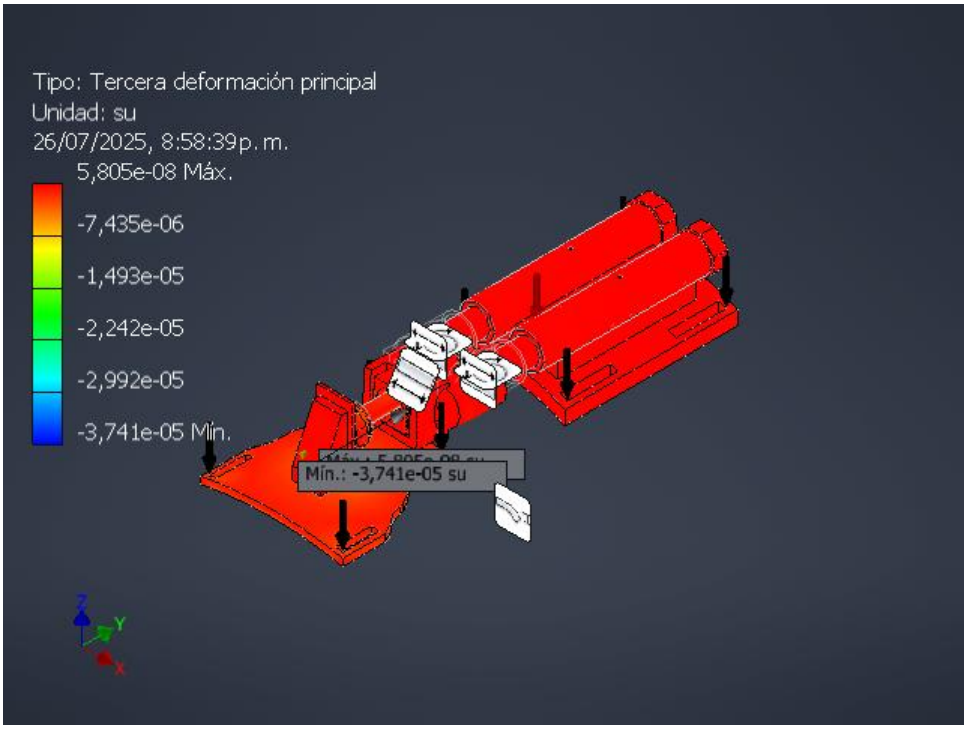


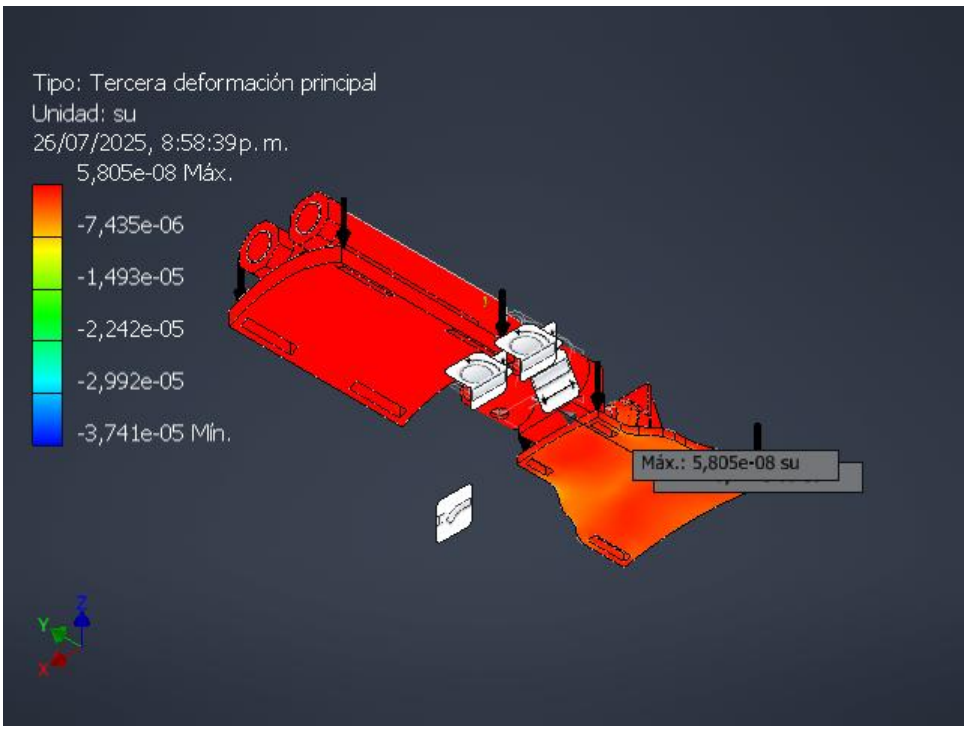
Primera deformación principal



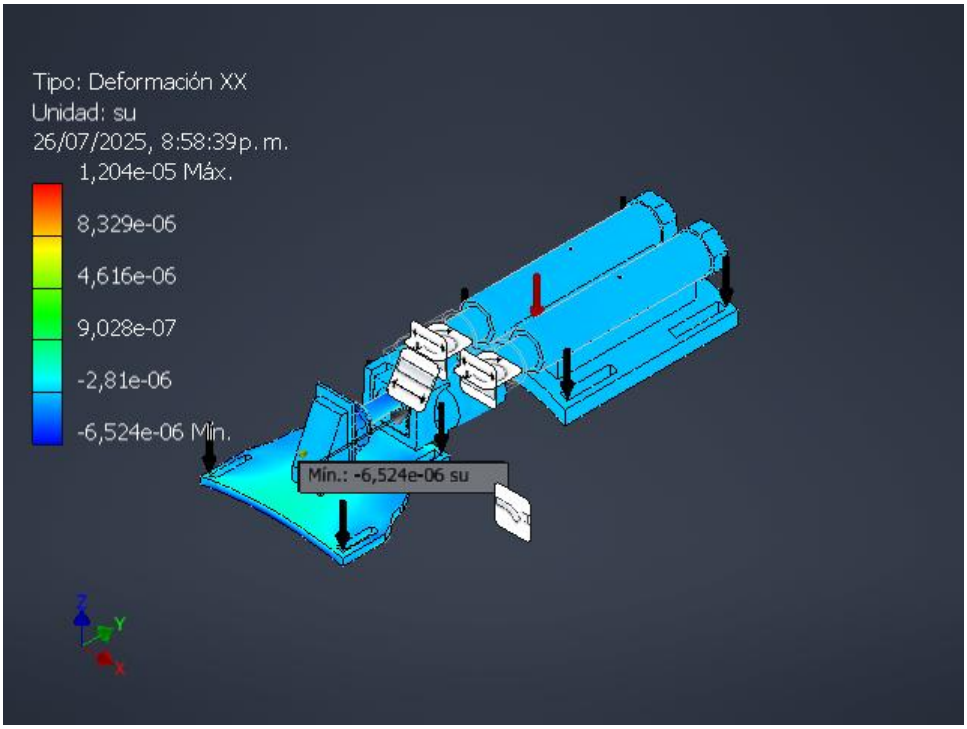


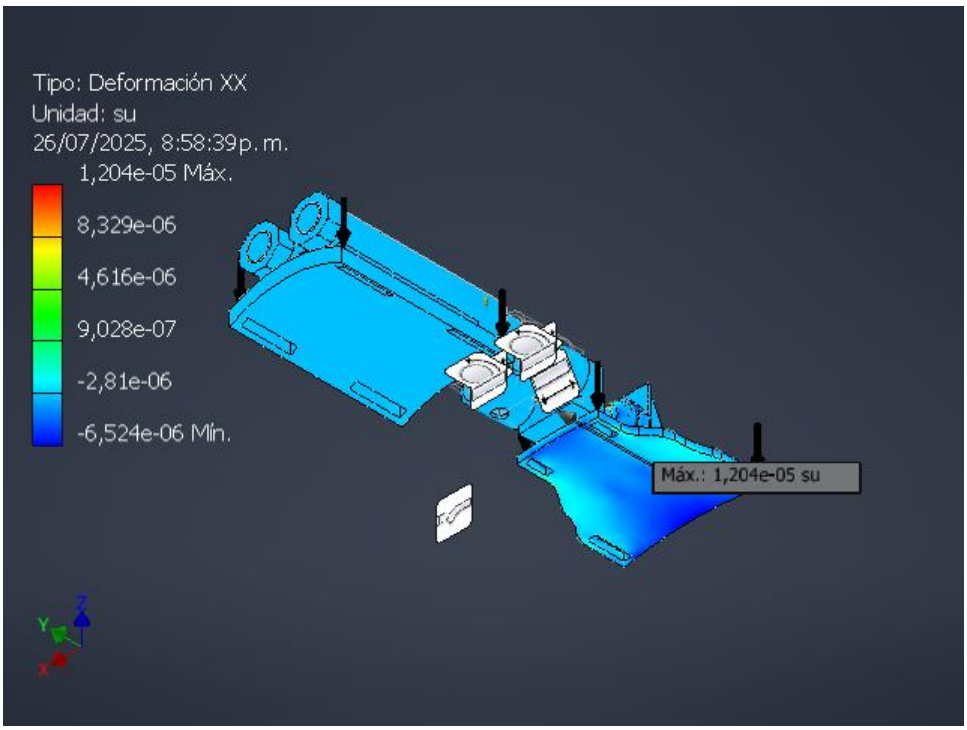
Tercera deformación principal



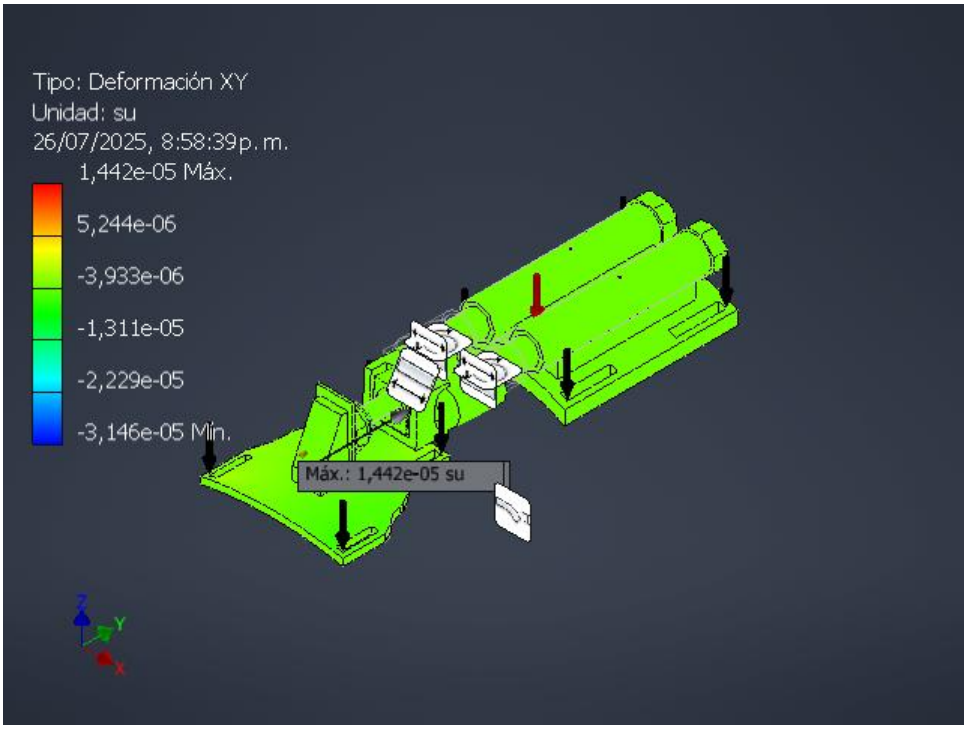


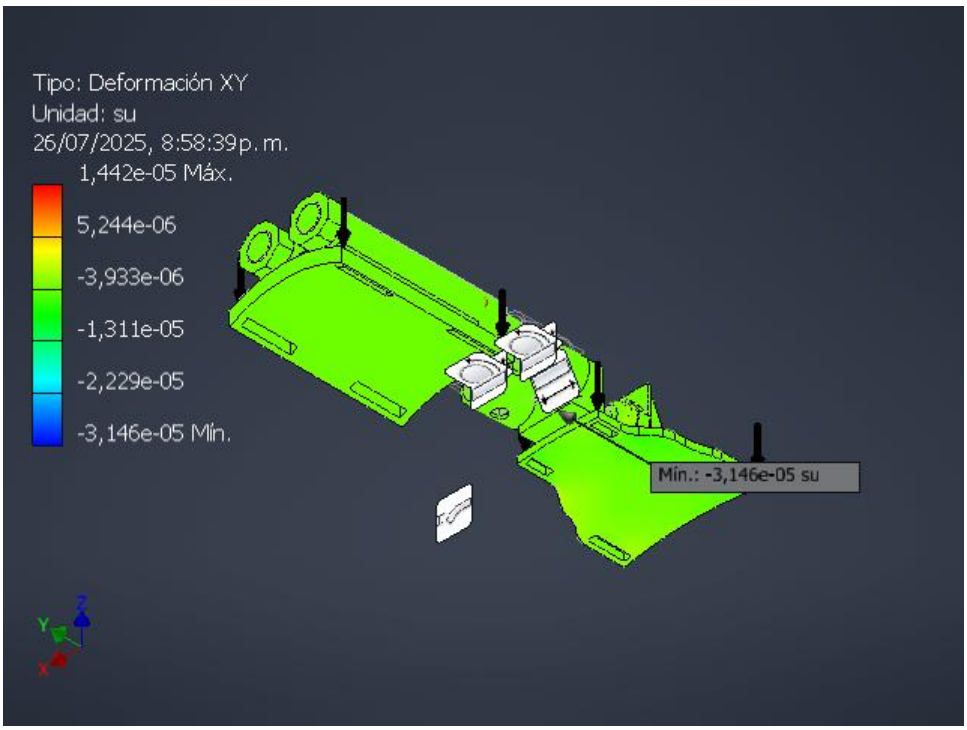
Deformación XX



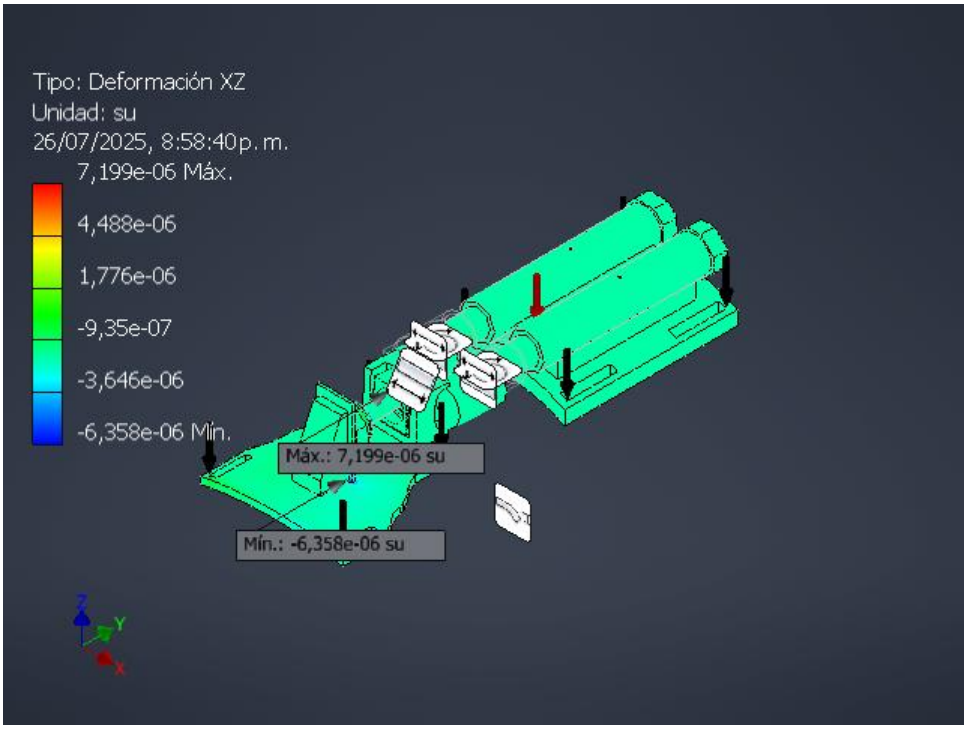


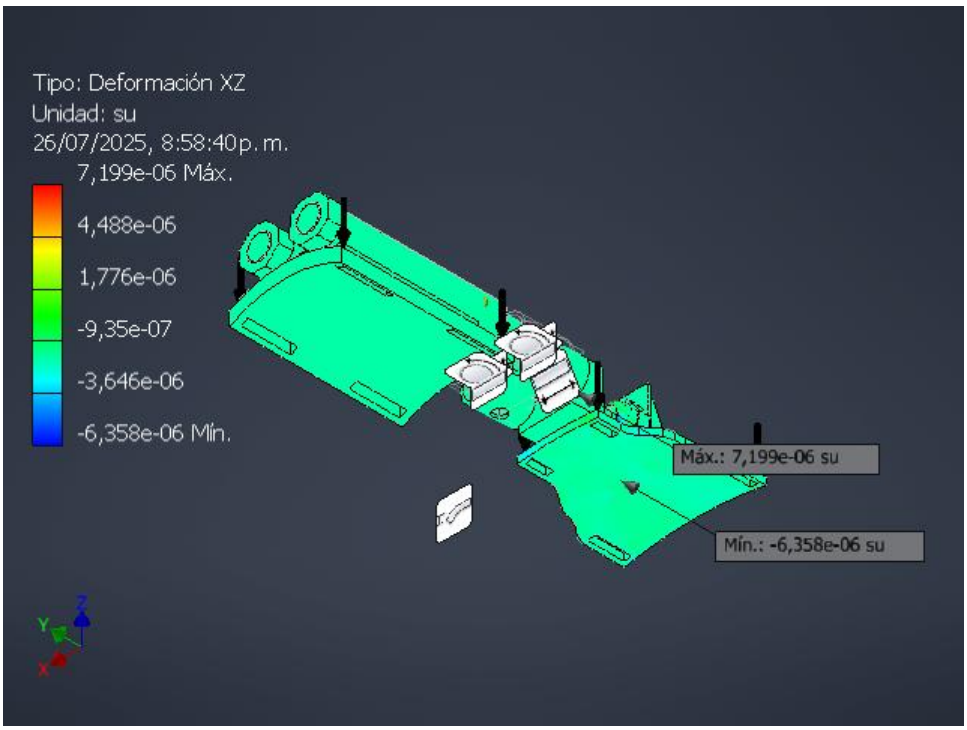
Deformación XY



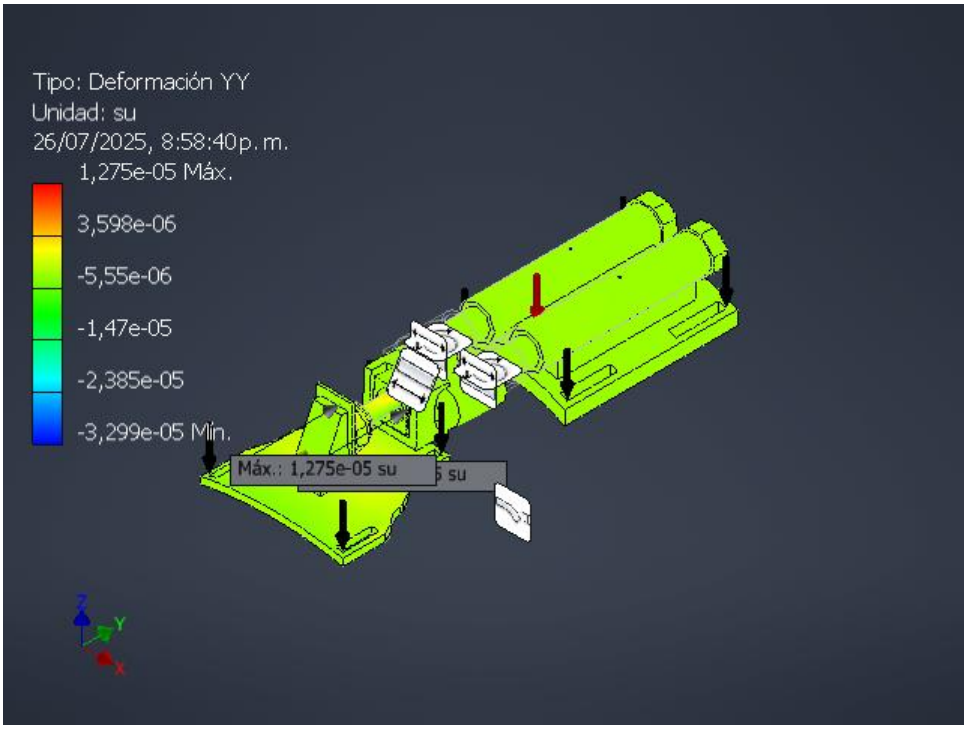


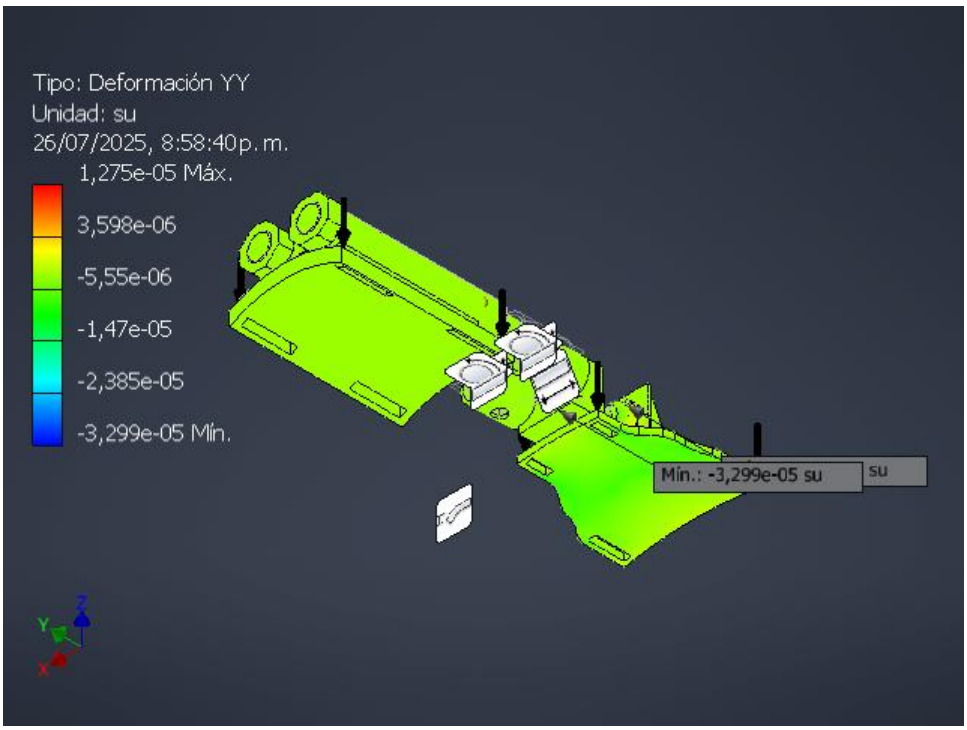
Deformación XZ



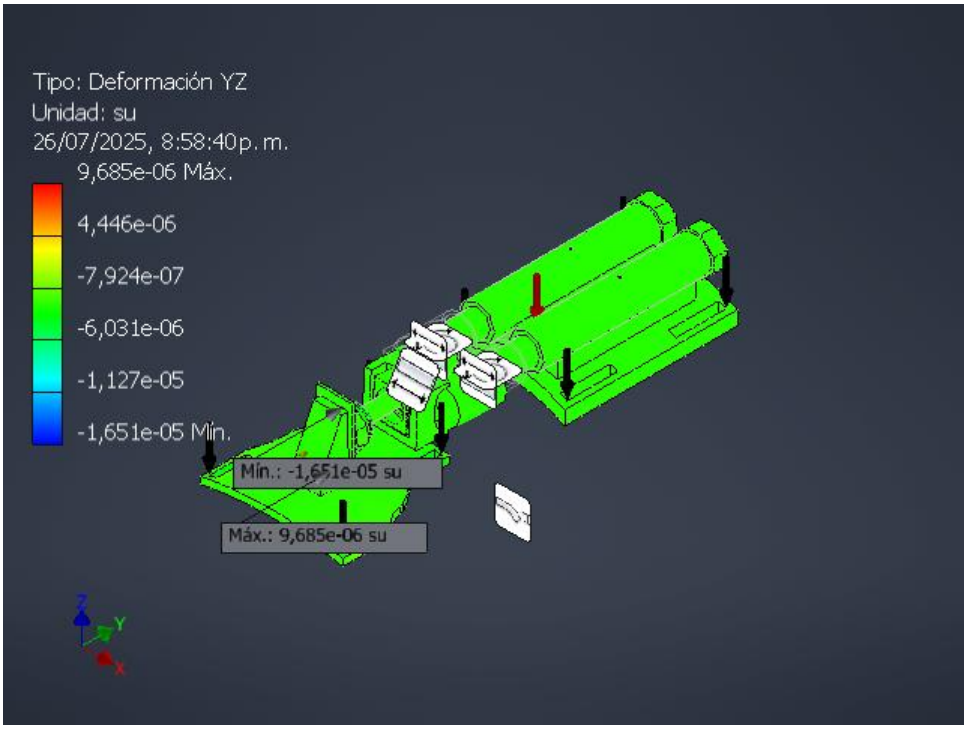


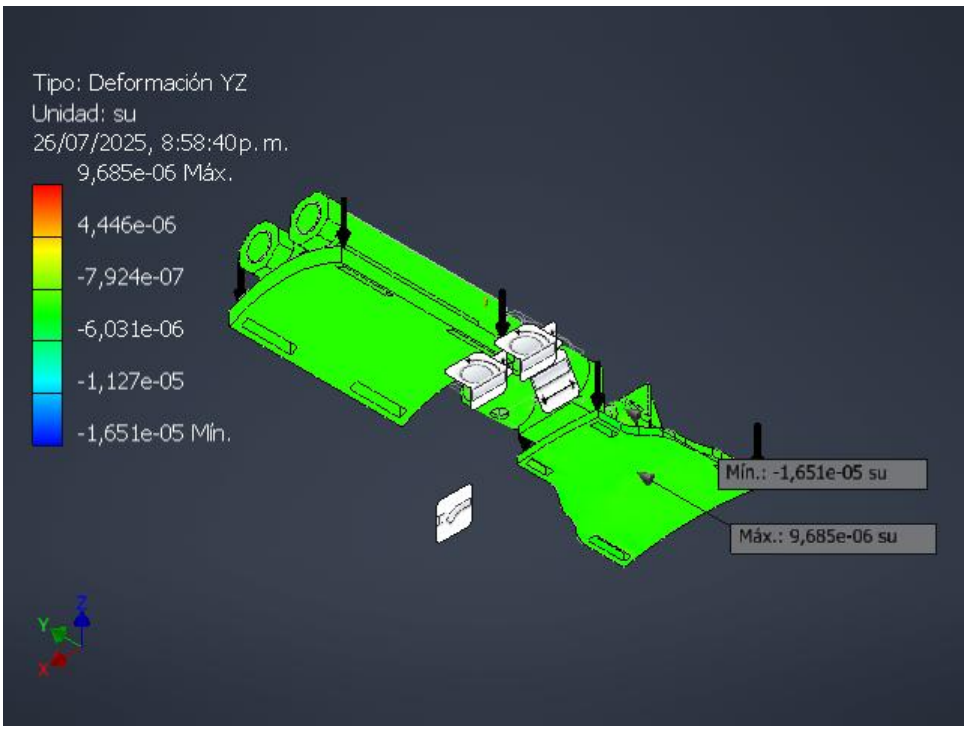
Deformación YY



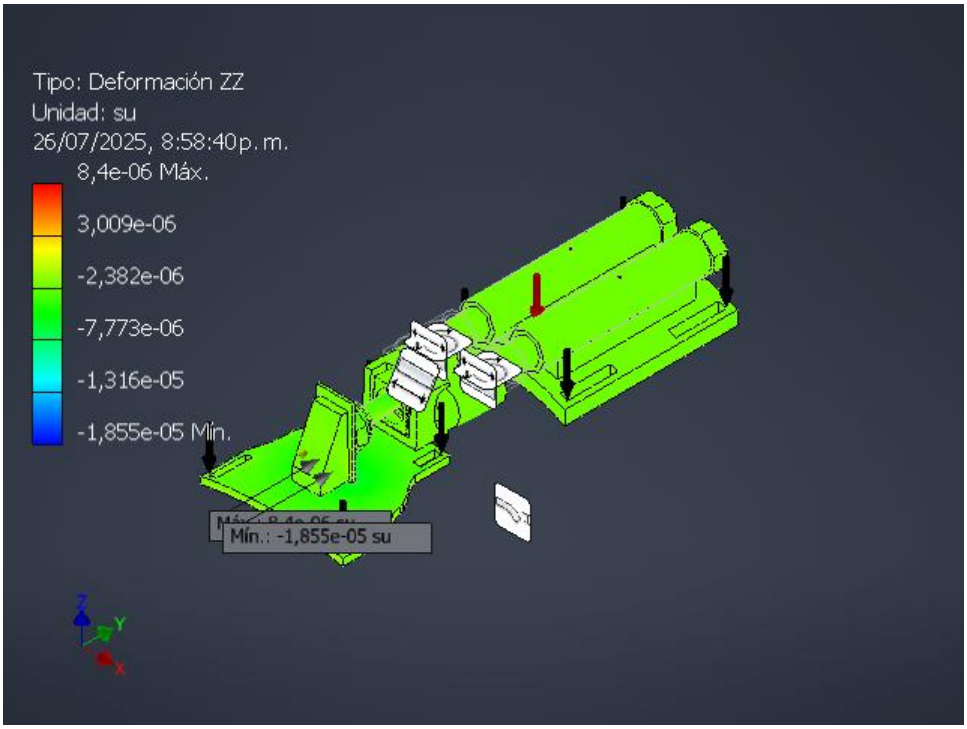


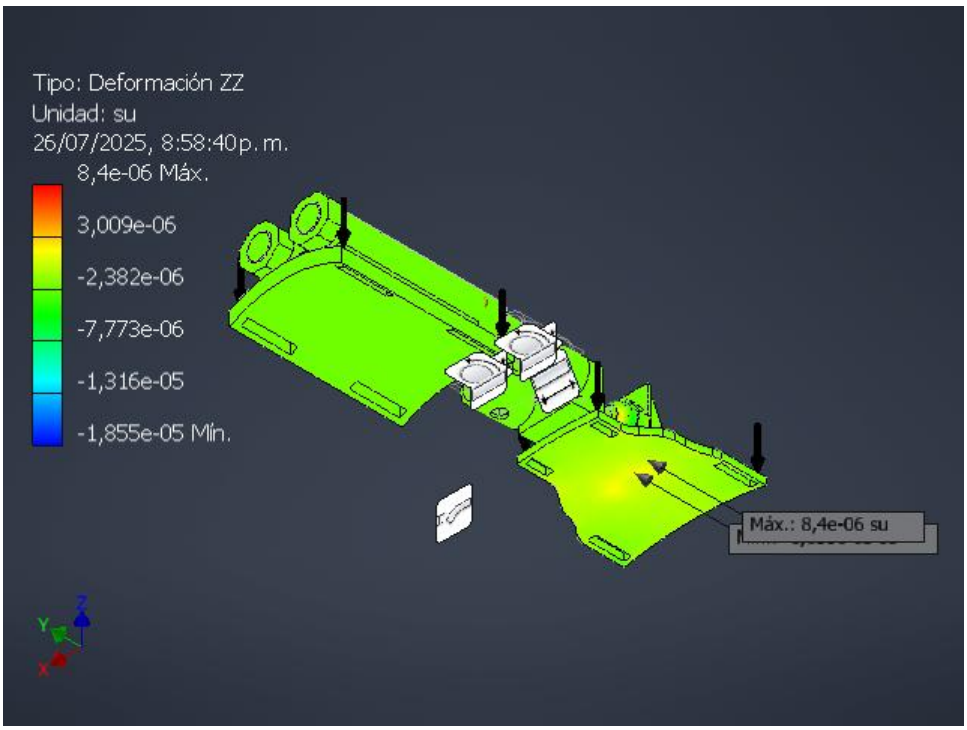
Deformación YZ



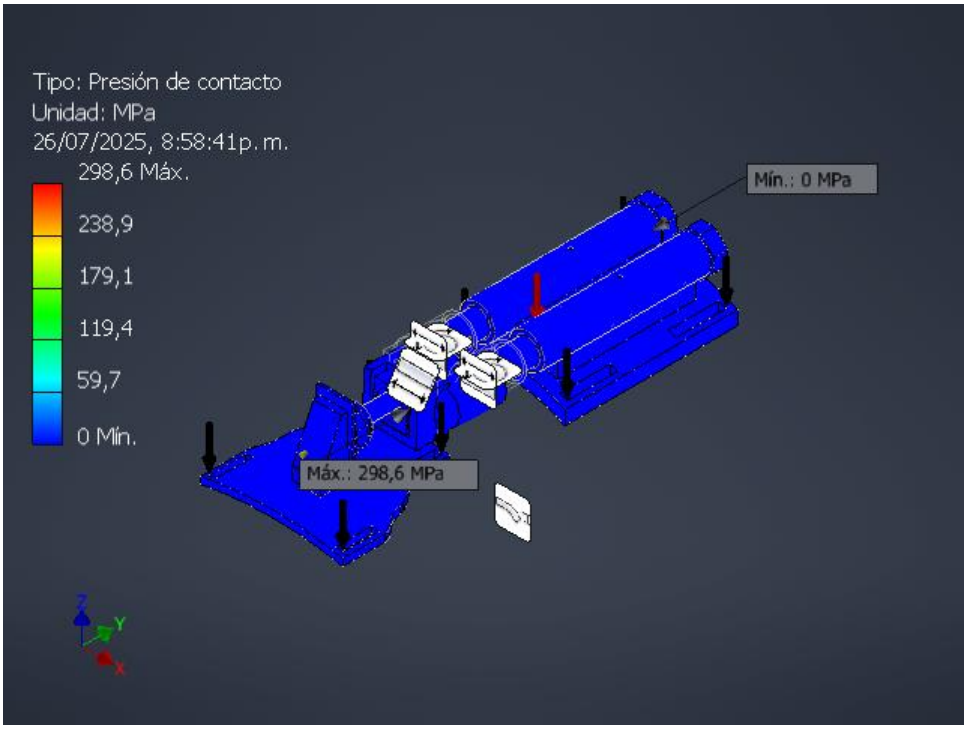


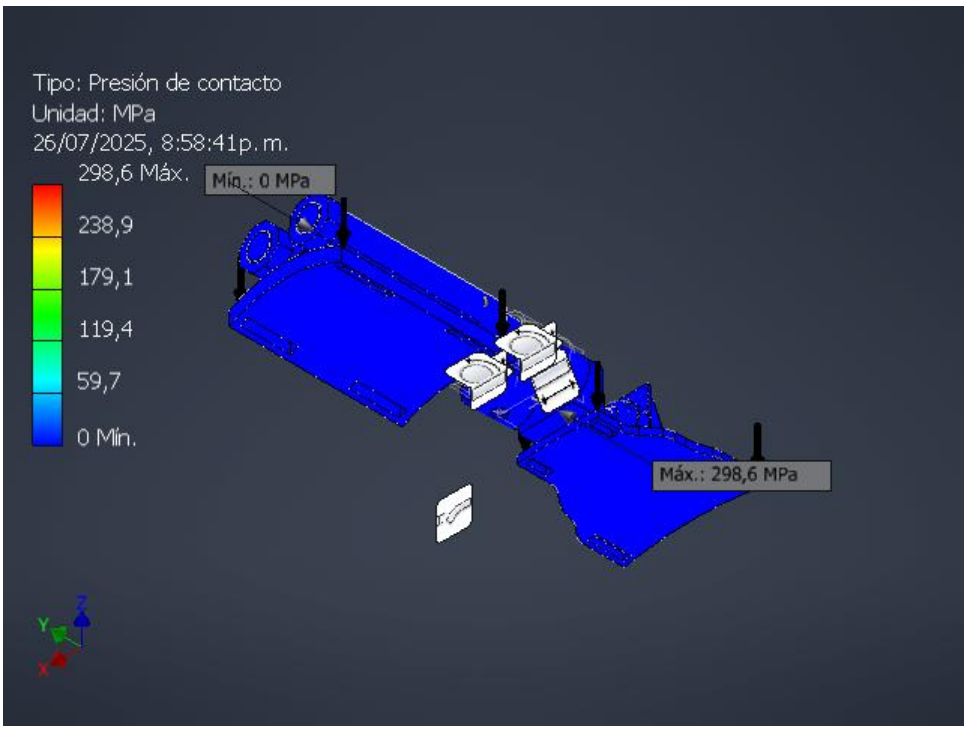
Deformación ZZ



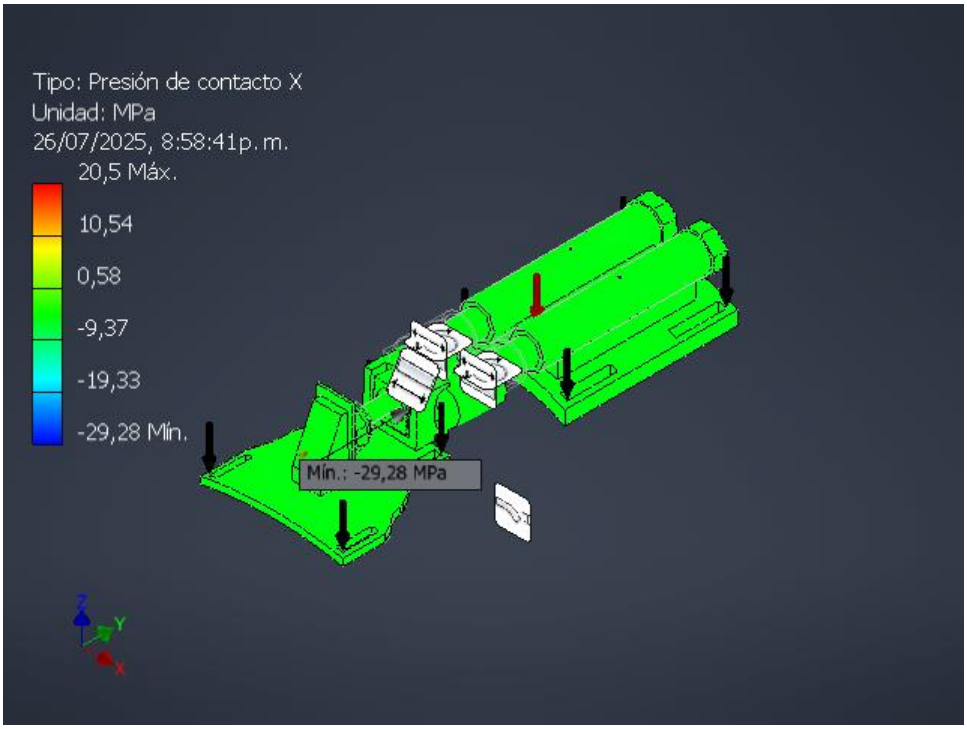


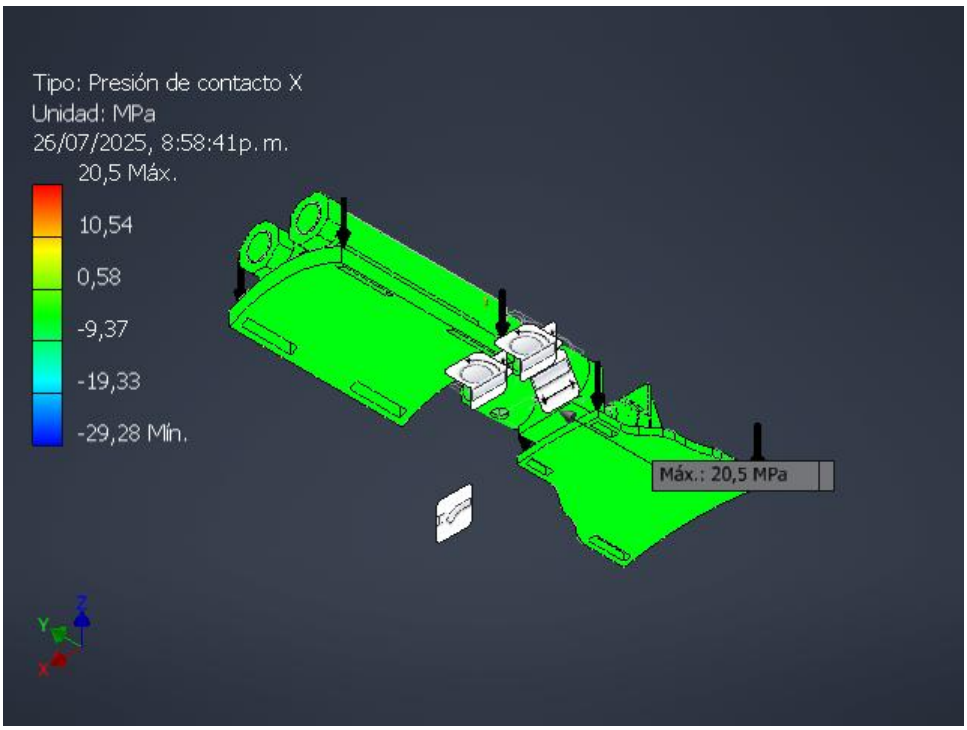
Presión de contacto



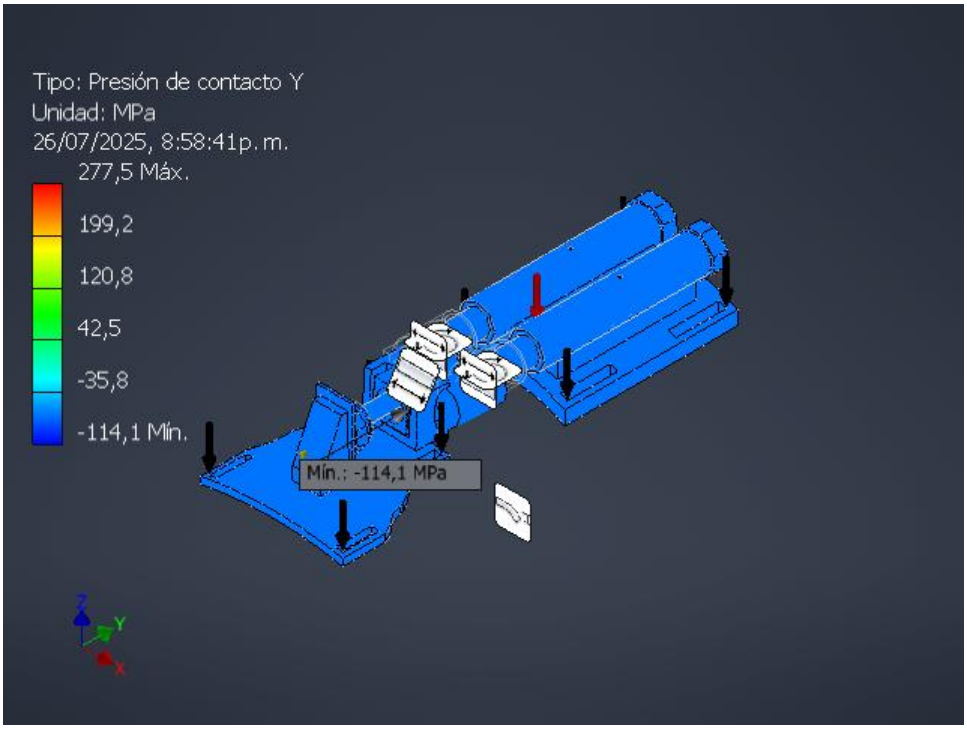


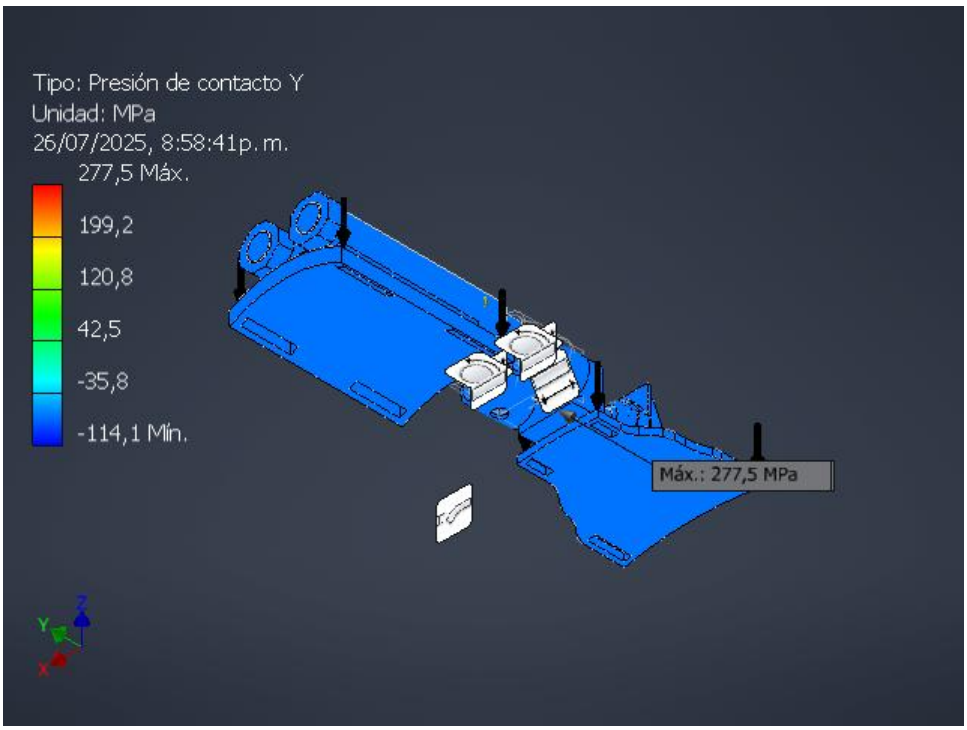
Presión de contacto X



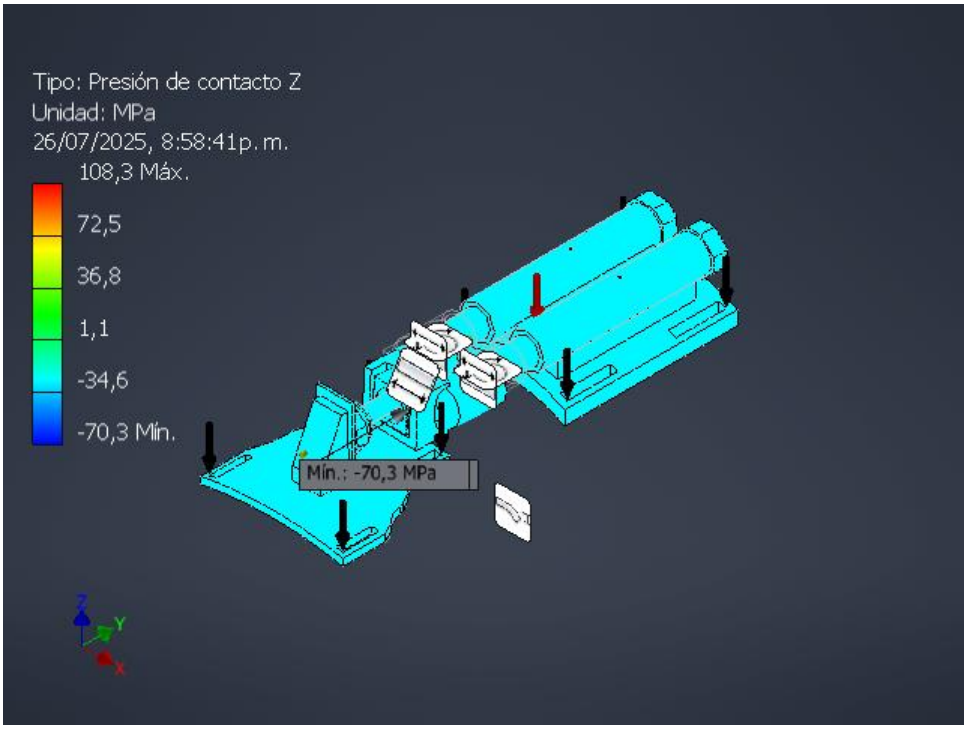


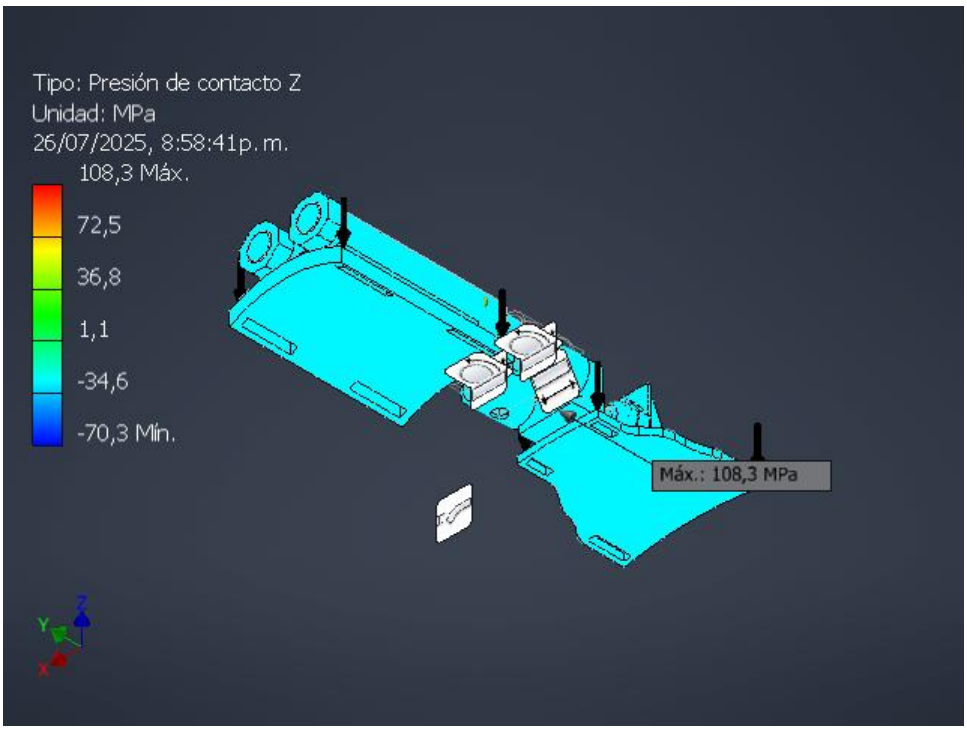
Presión de contacto Y





Presión de contacto Z





ANEXO C. TABLAS DE COSTOS DE IMPRESIÓN POR PIEZAS

PIEZA DORSAL										
MATERIAL	Tiempo de impresión (min)	Costo gramo	Consumo Filamento (g)	Precio rollo (COP)	Potencia (kW)	Precio /kWh	Tasa de fallos (%)	Porcentaje de ganancia	Costo total	Metro filamento
PLA	277	85,00	56	85000	0,35	500	30	30	49201	18,83
PETG	288	80,00	60	80000	0,35	500	30	30	50903	19,67
NYLON	502	160,00	49	160000	0,35	500	30	30	87836	18,18
ABS	277	85,00	52	85000	0,35	500	30	30	48626	19,67
TPU (FPE)	277	120,00	55	120000	0,35	500	30	30	52310	18,83

PIEZA ANTEBRAZO										
MATERIAL	Tiempo de impresión (min)	Costo gramo	Consumo Filamento (g)	Precio rollo (COP)	Potencia (kW)	Precio /kWh	Tasa de fallos (%)	Porcentaje de ganancia	Costo total	Metro filamento
PLA	826	85,00	168	85000	0,35	500	30	30	147157	56,46
PETG	756	80,00	180	80000	0,35	500	30	30	136662	58,99
NYLON	1546	160,00	147	160000	0,35	500	30	30	269452	55,08
ABS	743	85,00	156	85000	0,35	500	30	30	132804	58,99
TPU (FPE)	828	120,00	166	120000	0,35	500	30	30	156688	56,48

PASADOR ANTEBRAZO										
MATERIAL	Tiempo de impresión (min)	Costo gramo	Consumo Filamento (g)	Precio rollo (COP)	Potencia (kW)	Precio /kWh	Tasa de fallos (%)	Porcentaje de ganancia (%)	Costo total	Metro filamento
PLA	163	85,00	32	85000	0,35	500	30	30	28815	10,72
PETG	172	80,00	35	80000	0,35	500	30	30	30288	11,37
NYLON	278	160,00	27	160000	0,35	500	30	30	48606	10,24
ABS	165	85,00	30	85000	0,35	500	30	30	28825	11,37
TPU (FPE)	163	120,00	31	120000	0,35	500	30	30	30505	10,72