



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Sistema electromecánico para la captura
de la actividad del instrumental
quirúrgico en cirugía laparoscópica**

TESINA

Que para obtener el título de

Ingeniera Mecatrónica

P R E S E N T A

Jessica Paola Alcantar Mundo

DIRECTOR DE TESINA

Dr. Fernando Pérez Escamirosa



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2025



**PROTESTA UNIVERSITARIA DE INTEGRIDAD Y
HONESTIDAD ACADÉMICA Y PROFESIONAL
(Titulación con trabajo escrito)**



De conformidad con lo dispuesto en los artículos 87, fracción V, del Estatuto General, 68, primer párrafo, del Reglamento General de Estudios Universitarios y 26, fracción I, y 35 del Reglamento General de Exámenes, me comprometo en todo tiempo a honrar a la institución y a cumplir con los principios establecidos en el Código de Ética de la Universidad Nacional Autónoma de México, especialmente con los de integridad y honestidad académica.

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado SISTEMA ELECTROMECHANICO PARA LA CAPTURA DE LA ACTIVIDAD DEL INSTRUMENTAL QUIRURGICO EN CIRUGIA LAPAROSCOPICA que presenté para obtener el título de INGENIERO MECATRÓNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

En consecuencia, acepto que la falta de cumplimiento de las disposiciones reglamentarias y normativas de la Universidad, en particular las ya referidas en el Código de Ética, llevará a la nulidad de los actos de carácter académico administrativo del proceso de titulación.

JESSICA PAOLA ALCANTAR MUNDO
Número de cuenta: 315207059

**Sistema electromecánico para la captura
de la actividad del instrumental
quirúrgico en cirugía laparoscópica**

Agradecimientos institucionales

Universidad Nacional Autónoma de México, UNAM.

Facultad de Ingeniería.

Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, ICAT.

Laboratorio de Sistemas Inteligentes del Departamento de Tecnologías de la Información y Procesos Educativos.

Investigación realizada gracias al Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) de la UNAM IT201924. Agradezco a la DGAPA-UNAM la beca recibida para realizar este trabajo de tesina.

A mi asesor

Un especial agradecimiento al Dr. Fernando Pérez Escamiroso, quien fue mi profesor, con quien tuve la fortuna de trabajar en conjunto durante mi servicio social y de quien recibí su orientación como director de tesina. Me siento dichosa de haber encontrado en él a una persona con tanta experiencia y vocación, que me guiara a lo largo de este camino. Gracias por preocuparse siempre por cada uno de nosotros en el laboratorio y por crear un ambiente cálido y armonioso. Su apoyo no solo me brindó orientación académica, sino también inspiración y un ejemplo de compromiso, dejando una huella significativa en mi formación profesional y personal.

A mis sinodales

Dr. Daniel Haro Mendoza, M.I. Maricarmen Guillen Mandujano, Ing. Francisco Javier Márquez Correo y M.I. Isaac Fonseca Cruz, de quienes tuve la fortuna de adquirir valiosos conocimientos a través de sus clases, y quienes hoy realizan una importante aportación a este trabajo.

Agradecimientos personales

Mi mayor agradecimiento y dedicatoria a mi familia, por su amor, su apoyo y por ser mi ejemplo cada día.

A mi madre, Paula Mundo Vergara, quien siempre ha sido mi compañera, quien nunca me dejó sola, quien siempre cuidó de mí en cada momento y de todas las formas posibles. Valoro todo lo hecho por mí porque siempre has sido mi apoyo, porque nunca te has rendido ni me permites hacerlo, porque siempre has seguido a mi lado sin importar la hora, las desveladas ni el cansancio. Eres mi mayor ejemplo de amor, fortaleza y dedicación.

A mi padre, Felipe Alcantar Rodríguez gracias por haber sido mi ejemplo de lucha, por enseñarme a no rendirme y por darme la fuerza para seguir mis sueños. Aunque nada fue fácil desde tu partida, sé que hoy estarías orgulloso de mí, y eso ha sido mi impulso para seguir adelante cada día. Este logro también es de ustedes, porque detrás de cada paso que di estuvieron su amor, su apoyo y sus enseñanzas. Gracias, mamá y papá, por darme la fuerza para llegar hasta aquí y por acompañarme, cada uno a su manera.

A mis hermanos Felipe Alcantar Mundo, Matías Alcantar Mundo y José Alcantar Mundo, por haber estado siempre presentes en mi vida.

A Felipe, quien desde que era muy pequeña asumí con cariño la responsabilidad de cuidarme. Gracias por estar al pendiente de mí y acompañarme sin pedir nada a cambio; aunque nunca lo diga, valoro profundamente todo lo que has hecho y el ejemplo de compromiso que siempre me has dado.

A Matías, quien ha sido mi guía y compañero de aventuras. Valoro profundamente tu esfuerzo y tu presencia en cada concurso y proyecto, por acompañarme en tantos viajes y convertir esas experiencias en recuerdos inolvidables. Gracias por tu apoyo incondicional, por creer en mí y por celebrar mis logros como si fueran tuyos. Siempre has estado ahí, con orgullo, cariño y una confianza que me impulsa a seguir adelante.

A José, quien siempre estuvo dispuesto a escucharme con paciencia, brindándome apoyo en los momentos más difíciles. Gracias por ser mi refugio y por las charlas que hacían más ligeros los días. Aunque la distancia nos separe, me llena de orgullo verte cumplir tus sueños, como siempre me animaste a cumplir los míos.

Siempre estaré agradecida con los tres por su amor incondicional, por cuidarme, protegerme y acompañarme en cada etapa de mi vida. Son una parte esencial de quien soy, y llevarlos conmigo es uno de los mayores regalos que tengo.

Un especial agradecimiento a Xavier Castillo, quien ha sido mi amigo, novio y compañero vida. Siempre estaré agradecida por todo el amor y apoyo que me brindas. Este logro también es tuyo porque has puesto todo tu esfuerzo para ayudarme a cumplir mis metas, porque un día decidiste dejar de lado tus propios sueños para ayudarme a cumplir los míos. Gracias por tu paciencia, tu amor y tu fe constante en lo que hago. Por recordarme quién soy cuando lo olvidaba, y por estar a mi lado en cada paso de este camino. Simplemente las palabras no son suficientes para poder expresarte toda mi gratitud.

A mis amigos, quienes han formado parte de diferentes etapas de mi vida y me han acompañado en este camino. A mi mejor amiga Tania Aguilar por su amistad incondicional desde el bachillerato, por escucharme, apoyarme y, junto con su familia, brindarme siempre un lugar cálido en su hogar. A mis amigos de la universidad Brenda Ríos, Ángel García, Isaac Espinoza, Ariel Herrera y Héctor Curiel, gracias por las clases compartidas, las noches de desvelo, las risas y por su apoyo en los momentos en que sentía que no podía seguir. A mi dúo del deporte Ximena Fajardo por tu compañía, por tu motivación y por enseñarme el valor de la disciplina, el esfuerzo y el trabajo en equipo. Gracias a todos por su amistad, por los momentos alegres y por hacer de este recorrido una experiencia más ligera, significativa e inolvidable.

Gracias a mis compañeros del Laboratorio de Sistemas Inteligentes: Margareli García, Esther Montero, Marlene Virto, Guillermo Olvera y Daniel Schulz, quienes ofrecieron un apoyo invaluable y compartieron sus conocimientos que enriqueciendo este proyecto. Sobre todo, también agradezco su amistad y los momentos de alegría que ayudaron a sobrellevar los momentos de estrés.

Un gran agradecimiento y reconocimiento al Dr. Javier Solís, quien siempre estuvo pendiente de los avances de este proyecto y mostró en todo momento su disposición para compartir su conocimiento. Sin su guía y apoyo constante, el desarrollo de este trabajo habría sido más complejo.

También quiero agradecer y reconocer al Ing. Pedro Lara y al MDyE Diego Gonzáles, quienes me brindaron su apoyo y orientación en un momento decisivo, cuando aún no sabía qué camino profesional seguir. Gracias a su guía, paciencia y motivación, descubrí mi vocación por la ingeniería. Su confianza en mí fue el impulso que necesitaba para comenzar esta etapa y continuar hasta lograrlo.

Por último, pero no menos importante a Daniela Alvarado, por convertirse en una gran amiga y compañera, porque me permitió formar parte de este proyecto y que en conjunto dimos todo para cumplir el sueño de ser ingenieras.

Gracias a cada uno por su cariño y apoyo incondicional a lo largo de este camino.

Contenido

Capítulo 1: Introducción	9
1.1 La cirugía de mínima invasión	9
1.2 Problemática	11
1.3 Objetivo	11
1.3.1 Objetivos específicos	11
1.4 Hipótesis	12
1.5 Alcances y limitaciones.....	12
Capítulo 2: Estado del arte	13
2.1 TrEndo	13
2.2 Simball Box	14
2.3 Simulador Laparoscópico Pediátrico	16
2.4 Sistema ArthSim para artroscopia.....	17
2.5 Resumen de las tecnologías mencionadas.....	19
2.6 Metodología, identificación de necesidades, funciones y requerimientos de diseño del sistema electromecánico.....	20
2.6.1 Metodología de Mott	21
2.6.2 Identificación de necesidades del sistema electromecánico	22
2.6.3 Funciones y requisitos del sistema electromecánico	23
Capítulo 3: Diseño del sistema mecánico.....	24
3.1 Cavity abdominal	24
3.2 Mecanismo	26
3.2.1 Anillo primario.....	28
3.2.2 Anillo secundario y terciario.....	34
Capítulo 4: Diseño del sistema electrónico	36
4.1 Necesidades, funciones y requerimientos de diseño específicos para la electrónica.	36
4.2 Sensor Magnético AS5600.....	36
4.3 Multiplexor TCA9548A	38
4.4Microcontrolador PIC18F4550	38
4.5 Diseño de placas electrónicas	39
Capítulo 5: Diseño de la interfaz	40

5.1 Necesidades, funciones y requerimientos de diseño particulares de la interfaz.....	40
5.2 Cinemática directa.....	41
5.3 Interfaz gráfica de usuario.....	43
5.4 Calibrador	47
Capítulo 6: Resultados.....	56
Capítulo 7: Conclusiones	61
Referencias	62

Capítulo 1: Introducción

El presente capítulo tiene la finalidad de introducir al tema de las cirugías mínimamente invasivas, contextualizando su papel en el ámbito médico y los factores que la caracterizan. Además de exponer la problemática, el objetivo, la hipótesis, los alcances y las limitaciones de la presente tesina.

1.1 La cirugía de mínima invasión

La cirugía es la disciplina médica dedicada a los procedimientos quirúrgicos, los cuales son empleados para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades, lesiones o deformidades (Porrás-Hernández, 2016), con el propósito de mejorar, corregir o restaurar la salud de un paciente. Esta disciplina se caracteriza por incisiones amplias, en las que el cirujano tiene una visualización directa del campo operatorio y manipulación del instrumental quirúrgico con pocas restricciones de movimiento.

Mientras que, la cirugía mínimamente invasiva (CMI) es un término amplio que engloba diversos procedimientos quirúrgicos, su objetivo principal es disminuir el trauma quirúrgico en comparación con la cirugía abierta tradicional (Sierra, 2005, p. 343). Estas técnicas se realizan a través de pequeñas incisiones en el cuerpo hechas por el cirujano, las cuales tienen diámetros de entre 3mm, 5mm, 10mm y 12mm, en las cuales se colocan dispositivos denominados trocares, por donde se introducen instrumentos largos y delgados con diámetros que van desde los 3mm hasta los 12mm.

En las CMI podemos encontrar que varias especialidades quirúrgicas como son en los procedimientos de histerectomías (extirpación del útero) en la ginecología, artroscopías (rodilla u hombro) en la ortopedia, nefrectomías en la urología, entre otros.

Si hablamos del caso particular de las cirugías laparoscópicas, estas se realizan en la zona abdominal, haciendo uso de la configuración en diamante de beisbol (figura 1), por donde se hacen las incisiones, y se colocan los trocares para, posteriormente, introducir los instrumentales laparoscópicos. Para este tipo de cirugías laparoscópicas, es necesario la insuflación de la cavidad abdominal, la cual se lleva a cabo con el uso de un gas no inflamable (CO_2), creando así el campo quirúrgico y de trabajo (Sharma & Wahba, 2024). Para visualizar el campo, es necesario el uso de endoscopios o también conocidos como cámaras endoscópicas, el cual

permite enviar la imagen a un monitor que mostrará la imagen en 2D y que permitirá que el cirujano pueda observar los procesos que se están llevando a cabo.

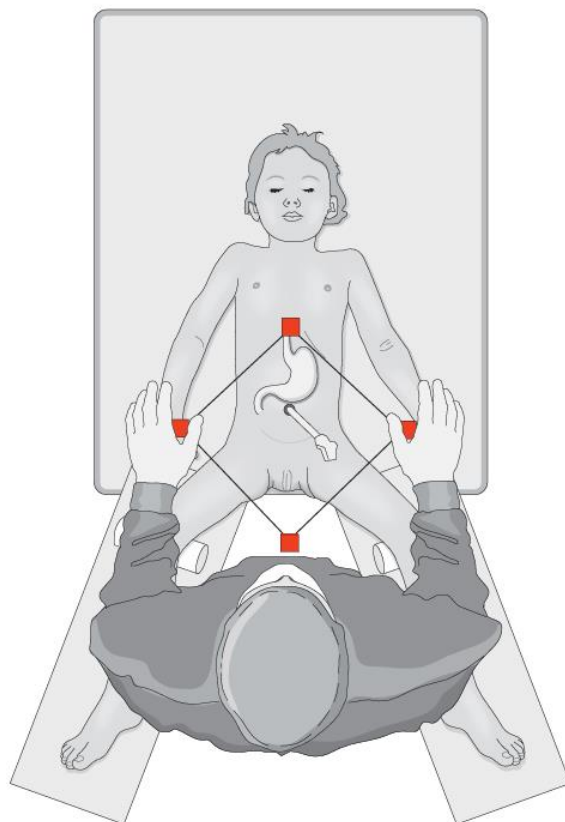


Fig.1 Esquema básico de la configuración de la cirugía laparoscópica. Wulkan et al.

Las CMI comparadas a la cirugía abierta convencional tiene grandes beneficios para el paciente, como son: menor dolor posoperatorio, estancias hospitalarias cortas y menor tiempo de recuperación (Anderson et al. 2016). Sin embargo, en estas también existen complicaciones a las que se enfrenta el cirujano, debido a que existe restricción en el movimiento del instrumental quirúrgico derivado de las pequeñas incisiones, creando el efecto fulcro ¹, además del campo operatorio restringido y una difícil percepción de los objetivos quirúrgicos.

Por lo anterior mencionado, las CMI requieren de la adquisición de nuevas habilidades quirúrgicas diferentes a las de la cirugía abierta convencional como: destreza bimanual (uso de ambas manos), coordinación mano-ojo (para manipular instrumental y observar imágenes 2D

¹ Efecto fulcro: Este fenómeno, conocido como efecto fulcro, se origina debido al punto fijo del instrumento en la incisión, lo que provoca una inversión de movimientos entre la mano del cirujano y la punta del instrumento (Cuschieri, 1995).

mediante el monitor), adaptación a la percepción de profundidad, adaptación a la restricción de movimientos (menos grados de libertad) adaptación al instrumental y al efecto fulcro que se crea al introducir los instrumentos (Abinaya et al. 2024).

1.2 Problemática

Debido a las problemáticas que enfrentan los cirujanos para el aprendizaje y entrenamiento de las técnicas mínimamente invasivas, surge la necesidad de capacitarlos a que desarrollen habilidades psicomotrices y destrezas técnicas además de las cognitivas para llevar a cabo estos procedimientos quirúrgicos de manera segura y exitosa.

Actualmente, los sistemas disponibles para la práctica y evaluación siguen siendo pocos, carecen de portabilidad y suelen tener un costo elevado lo que limita su accesibilidad.

Por lo tanto, es fundamental el desarrollo de tecnologías que faciliten la práctica y registro de la adquisición del conocimiento técnico y cognitivo de las CMI, lo que permitirá a los profesionales de la salud perfeccionar sus habilidades y destrezas en entornos controlados sin daño al paciente.

1.3 Objetivo

Desarrollar un sistema electromecánico, basado en una articulación mecánica con instrumentación electrónica, que permita la captura de movimiento del instrumental laparoscópico de 3mm de cirugía de mínima invasión.

1.3.1 Objetivos específicos

1. Diseño de la articulación mecánica que permita el libre movimiento del instrumental laparoscópico.
2. Instrumentación electrónica de la articulación mecánica para la captura de movimiento en 4 Grados de Libertad (GdL).
3. Programación de una interfaz gráfica de usuario para el funcionamiento del sistema electromecánico.

1.4 Hipótesis

El desarrollo de un sistema electromecánico instrumentado con sensores permitirá la captura de la actividad del instrumental laparoscópico para la interpretación y mejora de las habilidades quirúrgicas y destrezas técnicas como herramienta de práctica confiable.

1.5 Alcances y limitaciones

Este proyecto se centra en el diseño, construcción, y calibración de un sistema electromecánico instrumentado con sensores para la captura de la actividad del instrumental quirúrgico en cirugía laparoscópica. Su principal aporte es obtener una tecnología que sea apta y fácil de utilizar para que estudiantes de medicina, residentes de especialidades quirúrgicas y cirujanos formados puedan practicar y perfeccionar sus habilidades quirúrgicas necesarias en la CMI.

En la presente tesina, se incluyen aspectos mecánicos (Capítulo 3), electrónicos (Capítulo 4) y de programación (Capítulo 5), los cuales son indispensables para lograr una función integral del sistema de captura de movimiento.

Este proyecto solo se limita a la validación técnica del prototipo, enfocándose únicamente hasta la parte de prototipado del método de diseño de Mott. Por lo tanto, no se contemplará la etapa de validación clínica (con cirujanos especialistas, residentes de cirugía y estudiantes de medicina) ni la implementación de algoritmos avanzados que permitan el análisis de fuerzas, retroalimentación háptica o inteligencia artificial (IA). Sin embargo, esto es contemplado como trabajo a futuro de este proyecto.

Capítulo 2: Estado del arte

Este capítulo tiene por objetivo presentar las tecnologías sobresalientes en el campo de simuladores para cirugía laparoscópica. Se mencionarán algunos sistemas ya implementados en simuladores y/o entrenamiento de procedimientos laparoscópicos virtuales y que a su vez permitan el registro y captura del movimiento del instrumental quirúrgico, durante el uso en sus ambientes. Además, será auxiliar como punto de partida para el análisis de posibles soluciones tecnológicas existentes y ubicar al sistema electromecánico propuesto, así mismo, destacar sus características e impacto en la adquisición y evaluación de habilidades quirúrgicas para procedimientos laparoscópicos.

2.1 TrEndo

Los autores Chmarra, et al., (2005) desarrollaron el sistema TrEndo (Tr, *Tracking*; Endo, *Endoscopy*), el cual, es un dispositivo para rastreo y captura del instrumental quirúrgico utilizado en cirugías de mínima invasión (*Minimally Invasive Surgery*, MIS, por sus siglas en inglés) en simuladores físicos de caja. El sistema muestra una solución novedosa, de bajo costo y con precisión, que permite evaluar los movimientos de los cirujanos en formación y así mismo que estos desarrollen sus habilidades quirúrgicas laparoscópicas.

El sistema TrEndo imita el punto pivote o punto de inserción del instrumento con ayuda de un mecanismo simple de dos ejes o también conocido como cardán, el cual guía al instrumental quirúrgico hacia el espacio de trabajo, mientras que su movimiento es rastreado mediante sensores ópticos (comúnmente usados en mouse de computadora) que capturan sus cuatro grados de libertad (4 GdL): (1) traslación del instrumento a lo largo de su eje, (2) rotación del instrumento alrededor de su eje, (3) rotación izquierda-derecha y (4) adelante-atrás alrededor del punto de incisión.

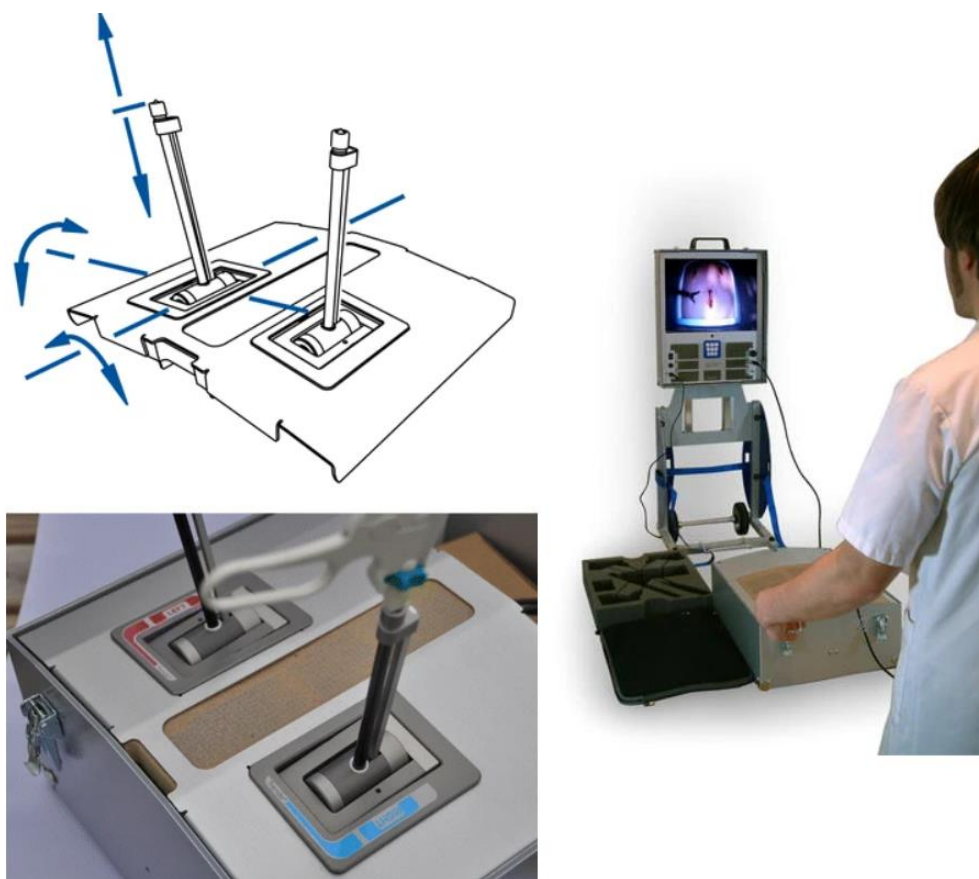


Fig. 2 Esquema y fotografía del dispositivo de seguimiento de movimiento TrEndo en un entrenador de caja laparoscópica. Chmarra et al., (2005)

Este sistema detecta desplazamientos lineales (traslación) con una resolución de 0.06mm, así como rotaciones con una resolución de 1.27° al rededor del eje del instrumento, dando, así como resultado una precisión global superior al 95%, lo cual lo convierte en una solución eficaz para el seguimiento y captura del movimiento del instrumental quirúrgico durante el entrenamiento.

2.2 Simball Box

Simball Box es un sistema para simuladores de cirugías de mínima invasión, realizado por Hagelsteen et al., (2016), el cual evalúa el desempeño quirúrgico mediante métricas de movimiento en 4 dimensiones (4D) y con el uso de instrumental laparoscópico estándar de 5mm. Este sistema permite la grabación de video, la medición automática del tiempo de finalización de las tareas, y el análisis de parámetros como la distancia recorrida por los instrumentos, velocidad, aceleración y suavidad del movimiento. El objetivo de Simball Box es proporcionar un

sistema avanzado y preciso, que permita a los cirujanos en formación mejorar sus habilidades quirúrgicas mediante un análisis automatizado y objetivo de su desempeño.

Este sistema emplea visión por computadora en una articulación esférica o rótula, que brinda 4 grados de libertad. La superficie de la rótula cuenta con un patrón marcado con láser, el cual permite detectar con precisión la posición de las herramientas. El patrón de movimiento es detectado mediante imágenes que son capturadas a una velocidad de muestreo de 100 veces por segundo, lo que permite un análisis detallado de los movimientos y obtiene la posición angular exacta de la rótula. En la rótula, se encuentra un porta instrumentos que está equipado con un potenciómetro lineal que mide la entrada y salida del instrumental. Al registrar la posición angular 3D de la rótula y la posición lineal con el potenciómetro, se monitorea de manera continua la ubicación precisa y el desplazamiento de la punta del instrumento. El movimiento generado por ambas manos en todas las direcciones X, Y, Z y la rotación del instrumento determina la distancia total recorrida durante el entrenamiento, lo que se conoce como movimiento en 4D.



Fig. 3 A) Rótula del sistema Simball Box, B) Colocación del instrumental quirúrgico en el sistema Simball Box. Hagelsteen et al., (2016)

El sistema Simball Box utiliza una computadora convencional y realiza una comunicación mediante USB. Además, realiza el análisis matemático de los parámetros medidos y posteriormente se guardan las estadísticas y los gráficos de desempeño para ser mostrados en Excel. Finalmente, Simball Box es una herramienta efectiva para la formación en cirugías mínimamente invasivas, el cual facilita la práctica, mejora y evalúa las habilidades quirúrgicas mediante un análisis preciso del movimiento. Además, su capacidad de registrar y analizar los

movimientos del usuario favorece la retroalimentación por parte de cirujanos expertos, optimizando así el proceso de aprendizaje de los residentes.

2.3 Simulador Laparoscópico Pediátrico

Este es un simulador laparoscópico pediátrico desarrollado por Hagelsteen et al., (2018), cuyo objetivo es ser una herramienta de acceso global, que permite medir el tiempo que tarda en realizar una tarea, su precisión, así como la medición de la fuerza y el movimiento. El simulador integra sensores ópticos láser de movimiento ADNS-9800, los cuales permiten medir la rotación y el desplazamiento longitudinal (entrada y salida) del instrumento. Por otra parte, incorpora un sensor de movimiento y orientación tipo IMU (LSM6DS33), encargado de registrar la inclinación del instrumento, es decir, sus movimientos de izquierda a derecha y de arriba a abajo. Estos sensores se colocan en soportes manufacturados en impresión 3D que se insertan en la caja y alojan tanto a los sensores ópticos como a las IMU. Los soportes también funcionan como puertos de entrada para los instrumentos quirúrgicos, permitiendo que se muevan junto al instrumento, lo que estabiliza la IMU y facilita el monitoreo de la dinámica de este.

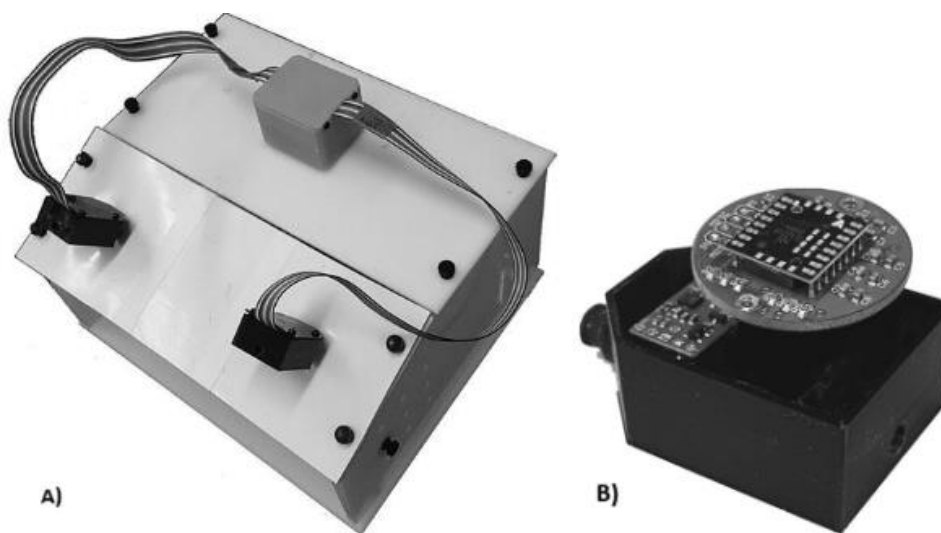


Fig. 4 A) Simulador de caja, con soportes para sensores y las IMU, B) Soporte óptico. Hagelsteen et al., (2018)

Para medir la fuerza, se utiliza un mouse tridimensional, que proporciona datos sobre la fuerza de traslación y rotación en los ejes X, Y y Z. Además, este simulador hace uso de una cámara digital de alta definición, la cual transmite la simulación en tiempo real, y permite almacenar el

video para un análisis posterior, el cual puede ser evaluado por expertos. El microcontrolador fue fundamental en el funcionamiento de este entrenador. Se utilizó el Teensy 3.2, el cual es un componente económico y de alto rendimiento basado en el procesador ARM Cortex-M4. Este microcontrolador actúa como intermediario entre las IMU (izquierda y derecha), los sensores ópticos con la computadora del usuario. Su objetivo es recopilar datos a alta frecuencia y enviarlos en tiempo real (mediante conexión USB) a un software de código abierto desarrollado en Java.

Para la calibración del mouse 3D, se aplicaron fuerzas conocidas en una sola dirección, monitoreadas mediante una celda de carga de 4.5 kg. Las fuerzas se incrementaron gradualmente mediante un cable que aplicaba tensión tanto al mouse 3D como a la celda de carga. Este procedimiento se utilizó para aplicar fuerzas lineales en los ejes X y Y, así como para ejercer una fuerza de torción o torque alrededor del eje Z. También, se utilizó un método similar para calibrar el torque alrededor de los ejes X y Y. En lugar de aplicar fuerza horizontalmente al ratón mediante el cable, se fijó una polea a la carcasa, transformando la fuerza horizontal en vertical, provocando la rotación del mouse. Para calibrar las fuerzas lineales en la dirección del eje Z, se colocaron pesas sobre el sensor para la dirección negativa de Z, y se suspendieron desde la parte superior del sensor para la dirección positiva de Z. En el caso de los sensores ópticos, se evaluó su precisión comparando la distancia registrada por el sensor contra la distancia real recorrida por el instrumento, utilizando calibradores electrónicos como referencia.

2.4 Sistema ArthSim para artroscopia

ArthSim es un simulador híbrido que captura el movimiento de instrumental quirúrgico simulado, el cual fue desarrollado por Solís et al., (2025). Su objetivo es ser un simulador portátil y de bajo costo, para el entrenamiento de habilidades psicomotoras de cirujanos ortopédicos en cirugía artroscópica de rodilla. Cuenta con un modelo físico de una articulación de rodilla derecha, este modelo anatómico incluye al fémur, la rótula, la tibia y el peroné (fabricados mediante resinas con impresión 3D), así mismo cuenta con ligamentos, tendones y meniscos (fabricados en materiales elásticos y silicones). El instrumental quirúrgico implementado es simulado mediante manufactura aditiva con PLA y con diversos tubos de materiales como acero inoxidable y latón.

Para el sistema de medición cuenta con dos subsistemas: uno mide el movimiento del modelo de rodilla, mientras que el otro mide el movimiento del instrumental. Para las rotaciones de rodilla se

empleó un modelo de sensor MPU9250, donde dichas rotaciones se estimaron al combinar las señales de los acelerómetros, magnetómetros y giroscopios del módulo. Mientras que, para el rastreo del instrumental, se diseñaron sistemas de seguimiento basado en cuatro sensores magnéticos rotatorios AS5600. Los sensores miden los 4 grados de libertad del instrumental quirúrgico insertado en el modelo de rodilla derecha.

Un mecanismo de cardán de dos ejes fue incorporado para incorporar los sensores en su estructura. Este mecanismo guía al instrumental dentro el simulador, permitiendo así medir los grados de libertad durante la sesión de entrenamiento, y está compuesto por tres marcos rectangulares rígidos manufacturados mediante manufactura aditiva. El primer marco (interno), incluye una perforación de 5mm de diámetro, el cual permite la inserción del instrumental, midiendo su desplazamiento y permite la rotación de su propio eje en cualquier dirección, midiendo su ángulo de inclinación. Un sensor optorreflexivo QRE113, permite la identificación del instrumental que se inserta a la rodilla (artroscopio, gancho de sonda o fórceps).

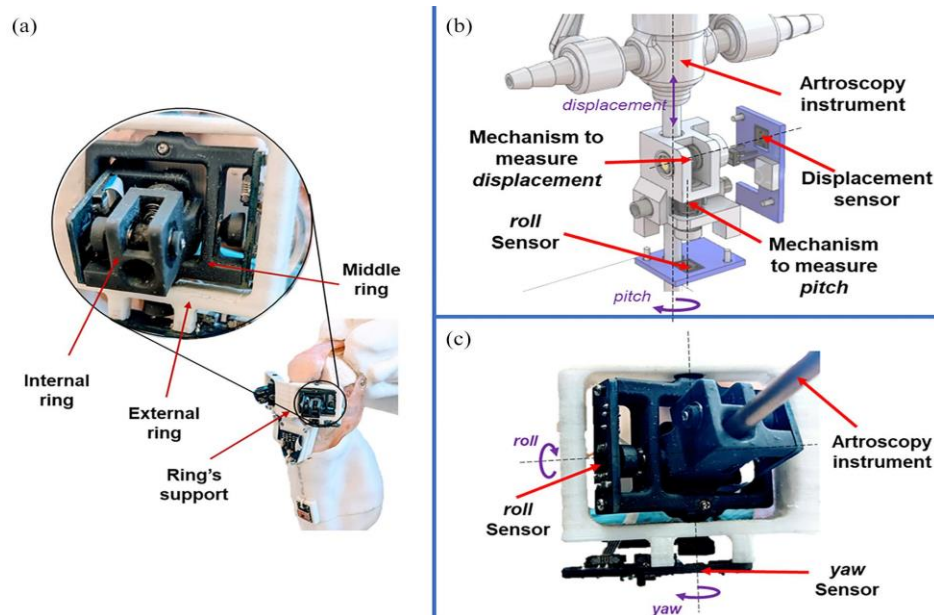


Fig 5. A) mecanismo del puerto anteromedial, B) sensores para medir el desplazamiento y el movimiento, y C) sensores para medir el movimiento de balanceo y guiñada en el puerto anterolateral. Solís-Oviedo et al., (2025).

El simulador cuenta con dos mecanismos de cardán, uno anterolateral y uno anteromedial, fijadas en un soporte al modelo de rodilla. Un microcontrolador PIC18F4550, filtra y procesa la información de movimiento, para después enviarla a un ordenador con una aplicación de realidad

virtual, la cual se programó en el entorno Unity. Dicha aplicación consiste en un modelo anatómico de la rodilla, en el que se incluye el fémur, la rótula, la tibia, el peroné, el menisco, ligamentos, músculos y el instrumental artroscópico.

2.5 Resumen de las tecnologías mencionadas

La tabla 1 es una comparativa de simuladores ya existentes para práctica de cirugías mínimamente invasivas. TrEndo únicamente se limita al rastreo de instrumental mediante el uso de sensores ópticos de mouse y un mecanismo de tipo cardan, con lo que se podría intuir que es de bajo costo. Simball Box, en contraste, incorpora un sistema más sofisticado, con captura de imágenes y un rastreo del instrumental mediante una rotula con patrón laser. Además, este simulador posibilita la captura de video para un posible análisis posterior, mide tiempo de ejecución de las tareas, distancia recorrida, velocidad y aceleración. Por su parte, el simulador pediátrico introduce un enfoque más equilibrado entre accesibilidad y precisión, integrando sensores ópticos láser de movimiento (ADNS-9800) y una unidad de medición inercial (IMU LSM6DS33) para registrar tanto desplazamientos longitudinales como inclinaciones del instrumental. Este diseño, apoyado en soportes de manufactura aditiva, facilita la reducción de costos (≈ 350 USD) sin comprometer la calidad de la captura de datos, haciéndolo atractivo para contextos educativos. Finalmente, ArthSim se distingue por su complejidad tecnológica, al combinar sensores como el MPU9250, AS5600 y QRE113 con una aplicación en Unity para realidad virtual, alcanzando un mayor nivel de inmersión y simulación híbrida. De forma general, podemos decir que todos los simuladores emplean un mecanismo que guía al instrumental quirúrgico, el cual respeta los grados de libertad de dicho instrumental, además de hacer uso de diferentes arreglos de sensores para determinar la posición, tiempo en realizar tareas, velocidad, fuerzas, etc., según sean las necesidades que debe cumplir el simulador. En conjunto, la tabla evidencia un progreso tecnológico que va desde soluciones básicas de rastreo hasta sistemas avanzados, destacando la importancia de equilibrar costo, precisión y aplicabilidad en el diseño de herramientas para la enseñanza quirúrgica.

Tabla 1. Comparación de simuladores

	TrEndo	Simball Box	Pediátrico	ArthSim
¿Qué es? O ¿Para qué es?	Simulador de caja para rastreo y captura del instrumental	Simulador virtual que evalúa el desempeño quirúrgico mediante los movimientos, captura video y mide el tiempo de tareas, distancia recorrida, velocidad y aceleración.	Simulador pediátrico que mide el tiempo en que se realizan tareas quirúrgicas, fuerza y movimiento	Simulador híbrido portátil de artroscopía, captura el movimiento del instrumental simulado
Mecanismo usado	Cardán (permite 4GdL)	Rótula con patrón laser para detección de posición (permite 4GdL)	Soporte de manufactura 3D (permite 4GdL)	Cardán (permite 4GdL)
Instrumental	No indica	5mm de diámetro	No indica	Simulados con tubos y de diseño 3D con diámetros de alrededor de 5mm
Sensores	Ópticos de mouse de computador	Captura de imágenes con See3CAM80 Módulo de camaraCMOSOV8825	Ópticos de movimiento ADNS-9800 Sensores de movimiento y orientación IMULSM6DS33	MPU9250(para la posición del simulador de rodilla) AS5600 (captura el movimiento del instrumental) QRE113(Identifica el instrumental)
Otras características	Se menciona que es de bajo costo (no muestra cantidad) No da información sobre almacenamiento de datos	No indica costos Almacena información con Excel 2010 Muestra resultado de mejoría de tiempos y mayores habilidades en la mano derecha, pero resultados no significativos en la izquierda	Costo de \$350 dls Almacena imágenes Incluye una aplicación en Java para el manejo del simulador	No indica costo Tiene aplicación de realidad virtual en Unity

2.6 Metodología, identificación de necesidades, funciones y requerimientos de diseño del sistema electromecánico.

En esta sección hablaremos de forma general sobre la metodología de Mott, las necesidades, funciones y requerimientos del sistema electromecánico; sin embargo, a lo largo de la presente

tesina se volverán a mencionar funciones y requerimientos, pero esta vez específicos a cada sección del sistema desarrollado, con el objetivo de aclarar cómo se diseñó cada parte que conforma el proyecto.

2.6.1 Metodología de Mott

Esta metodología se enfoca en presentar conceptos, procedimientos, datos y técnicas de decisiones necesarias para diseñar elementos de máquinas. En la figura 6, podemos observar un diagrama de flujo que muestra cual es el proceso que lleva esta metodología. Para Mott (2006), es necesario tomar en cuenta los requisitos de funcionamiento de un componente individual, su relación con otros componentes y su interacción cuando trabajan juntos y forman un sistema.

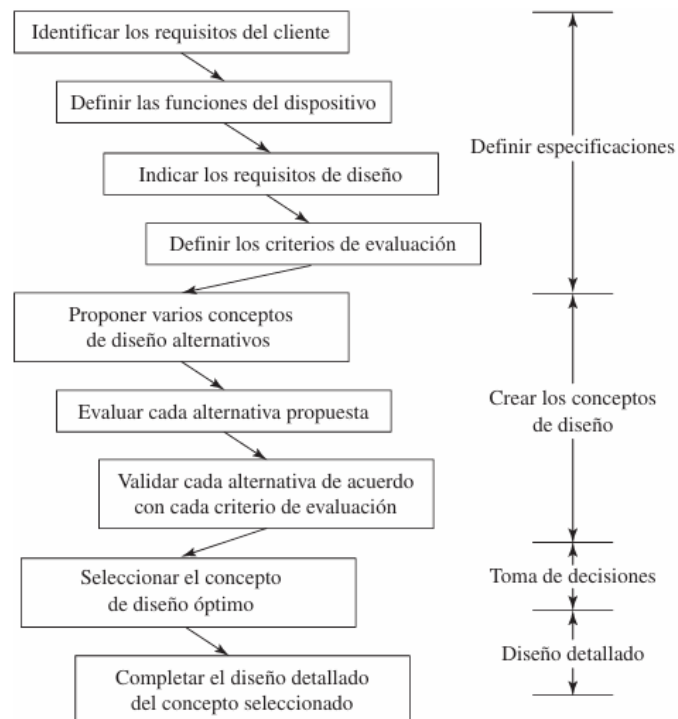


Fig 6. Pasos del método de diseño de Mott. Mott,2006

El diseño de elementos de máquinas implica procesos extensos, cálculos y muchas tomas de decisiones, además de indagar en los datos de numerosas tablas o gráficas. Además de que el diseño es iterativo y requiere que el diseñador pruebe entre diversas opciones para determinar elementos y repetir cálculos o tomar nuevas decisiones de diseño.

2.6.2 Identificación de necesidades del sistema electromecánico

El Doctor Fernando Pérez Escamiroso (director de este proyecto), junto a su doctorante Carlos Javier Solís Oviedo, son expertos dedicados a la investigación y desarrollo de tecnologías en cirugías de mínima invasión, los cuales han colaborado en conjunto para desarrollar simuladores como ArthSim (ya mencionado en el estado del arte, capítulo 2). Su amplia trayectoria en esta área junto a la literatura (también ya mencionada en el capítulo 2), ha permitido identificar las necesidades que deben de ser cubiertas por el proyecto.

Se determinó que se debe de desarrollar un sistema de rastreo para instrumental quirúrgico laparoscópico de 3mm, el cual debe guiar al instrumental y así mismo hacer el rastreo de su posición, obtener los datos y almacenarlos para un análisis posterior, con el objetivo de que este sistema ayude al análisis de las habilidades psicomotoras de los cirujanos y estudiantes adquiridas en el campo de la laparoscopia.

Junto a la información de tabla 1 y la consulta con los expertos se identificaron algunas necesidades particulares, las cuales se muestran a continuación:

1. Libertad de movimiento del instrumental laparoscópico
2. Fácilmente transportable para los hospitales
3. El simulador debe permitir el uso de instrumental laparoscópico real
4. Facilidad de uso
5. Manejo intuitivo
6. Seguimiento de la trayectoria del instrumental
7. Obtener información para estadística

2.6.3 Funciones y requisitos del sistema electromecánico

Antes de definir las funciones y requisitos es esencial recordar a que se refiere cada uno, respecto a la metodología que se siguió. Una función indica lo que debe de hacer un dispositivo, lo cual se hace mediante afirmaciones no cuantitativas, donde se hace uso de frases de acción. Mientras que un requisito es la declaración detallada de valores cuantitativos esperados de funcionamiento, ambientes de trabajo, limitaciones de espacio o peso o materiales y componentes para su uso. A partir de las necesidades planteadas, se construyó la tabla 2, donde se identificó para cada necesidad su función asociada y se definió un criterio técnico medible que permitiera su implementación dentro del diseño.

Tabla 2. Necesidades, funciones y requisitos generales.

Necesidad	Función	Requisito
Libertad de movimiento	Permitir los grados de libertad del instrumental laparoscópico	El simulador debe permitir movimientos con al menos 4 grados de libertad: entrada/salida, rotación axial, e inclinación lateral y vertical del instrumento
Fácilmente transportable para los hospitales	Facilitar el traslado del dispositivo	Peso menor a 5kg y dimensiones menores a 40 x40 x 40 cm
Fácil Uso Manejo Intuitivo	Permitir que usuarios comprendan el funcionamiento sin capacitación especializada	Plug and play(no hacer más de 3 pasos para iniciar una simulación)
El simulador debe permitir el uso de instrumental laparoscópico real	Aceptar la inserción de instrumentos quirúrgicos reales	Los puertos deben tener un diámetro estándar de 3 mm, compatibles con instrumentos quirúrgicos reales
Seguimiento de la trayectoria del instrumental	Capturar la posición y orientación de la punta del instrumento durante el uso	Se debe integrar un sistema de captura (sensores) que permitan una precisión de posición de $\pm 1\text{mm}$ y frecuencia de muestreo mínima de 40 muestras por segundo
Obtener estadística para	Almacenar automáticamente los datos adquiridos	Se debe de almacenar los datos de posición en los ejes X, Y y Z, así como la orientación en un archivo con extensión .txt o cvs

Capítulo 3: Diseño del sistema mecánico

En este capítulo, se muestra la metodología de diseño seguida para una base que simula la cavidad abdominal y un mecanismo que permita imitar el punto de inserción y los movimientos de un instrumento laparoscópico real de 3mm de diámetro. Se siguió la metodología de Mott (Ya mencionada en el capítulo anterior), que es regularmente empleada en el diseño mecánico, ya que permiten seleccionar componentes mecánicos, conjuntarlos y lograr un correcto funcionamiento.

3.1 Cavidad abdominal

A diferencia de otros simuladores de caja con geometría rectangular, se optó por un diseño de un semicilindro hecho de PVC de 81.5mm de radio exterior y 76.5 de radio interior, para simular la cavidad abdominal. Esta decisión responde a una mayor fidelidad a la geometría del abdomen humano cuando se encuentra insuflado con el gas CO₂ y emular la posición de los trocares de una forma más realista. Este semicilindro posibilita la instalación de la articulación mecánica (de la cual se habla más adelante) y permite la simulación del espacio de trabajo. Para fines prácticos, se realizó la tabla 3, que demuestra si el material y la geometría fueron los indicados, además de analizar otras alternativas.

De la tabla 3 podemos decir que el MDF y el acrílico son materiales que se pueden adquirir en forma de placa, lo cual permitiría jugar con las geometrías y obtener diversos modelos de caja, aunque esto podría implicar diversos procesos de corte y ensamble. El PVC espumado sería un caso similar al del acrílico y el MDF, aunque la diferencia es que este material es más ligero (0.55 g/c), comparado a los otros ya mencionados. El material de PLA es una buena alternativa, con ayuda de la manufactura aditiva se podría experimentar con diversas geometrías y no necesariamente tendría que pasar por otros procesos de manufactura como cortes o ensambles, sin embargo, al ser manufactura capa por capa, implicaría un mayor tiempo de fabricación.

Se consideró que el semicilindro de PVC era una opción adecuada, debido a que la geometría permitía simular una cavidad abdominal, por lo que solo requiere de procesos de corte sin maquinaria especial como CNC o láser. Además, es un material opaco con transmitancia luminosa del 2%, siendo esto fundamental para el proyecto, debido a que busca imitar las

condiciones de una cirugía laparoscópica real, donde no se tiene una visualización directa del campo operatorio.

Tabla 3. Comparación de materiales

Material	Clasificación óptica	Transmitancia luminosa (%)	Densidad [g/c]	Manufactura
 MDF	Opaco	0	0.85	Corte Ensamble Láser Caladora CNC Tornillos Pegamentos Clavos
 Acrílico	Transparentes Opacos	≥90 10	1.19	Corte Ensamble Láser Cúter Caladora CNC Pegamento Tornillos Bisagras
 PVC espumado	Opaco	5	0.55	Corte Ensamble Láser Cúter Caladora CNC Pegamento Bisagras
 PLA	Opaco	5	1.24	Requiere procesos de manufactura aditiva
 Tubo PVC	Opaco	2	1.3	Corte Ensamble Sierra manual Corta tubos Pegamento Tornillos

La Figura 7 muestra el modelo CAD desarrollado en Autodesk Inventor 2025 (licencia UNAM). El diseño del semicilindro fue elaborado como parte del proceso de documentación y validación del prototipo, y resultó indispensable para el desarrollo posterior de otras piezas (presentadas más

adelante), con el objetivo de verificar su correcta relación e integración con el resto de los componentes del sistema.

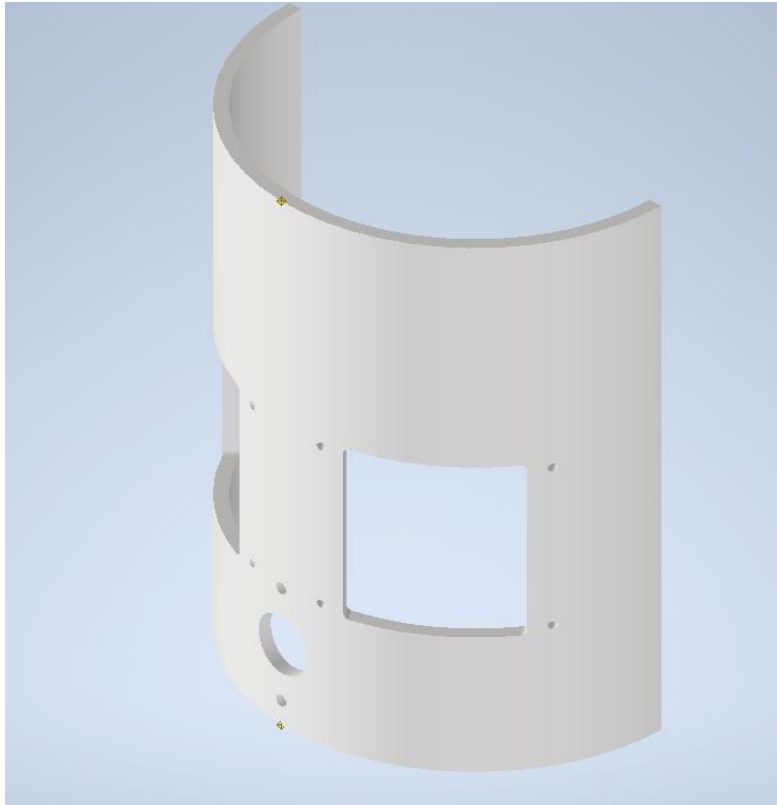


Fig. 7. Diseño CAD de la cavidad abdominal simulada.

3.2 Mecanismo

Con base en la literatura encontramos que los mecanismos comúnmente utilizados para el diseño de la articulación mecánica son rótulas o cardanes, para este proyecto se consideró la implementación de un mecanismo tipo cardán, el cual se muestra en la figura 8. Este es conformado de tres anillos anidados (primario, secundario y terciario), este tipo de mecanismo permite un movimiento continuo, lo que facilita que el instrumental quirúrgico laparoscópico sea guiado sin restricciones, es decir, registrar los cuatro grados de libertad del instrumental. Además, se contempló que dicho mecanismo debe de ensamblarse en la cavidad abdominal simulada con el semicilindro de PVC.

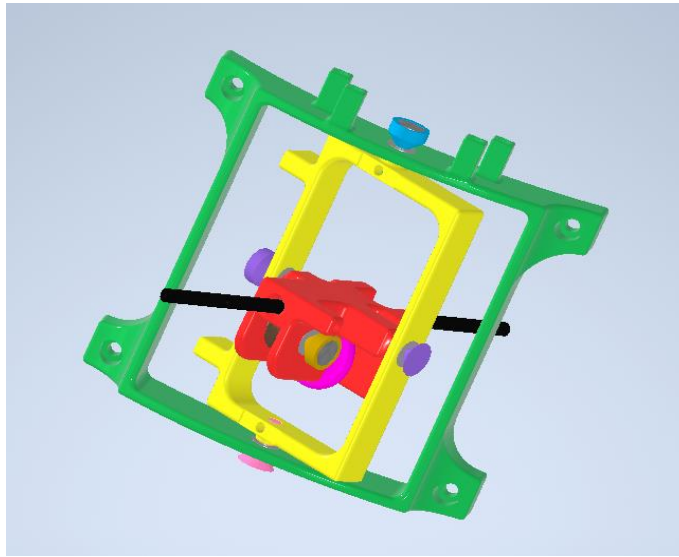


Fig 8. Articulación mecánica completa en CAD

Para comenzar con el diseño de dicho mecanismo fue necesario realizar un análisis del movimiento del instrumental laparoscópico, con el objetivo de comprender los grados de libertad requeridos para la manipulación de la herramienta, por lo que se consideró al diagrama de la figura 9.

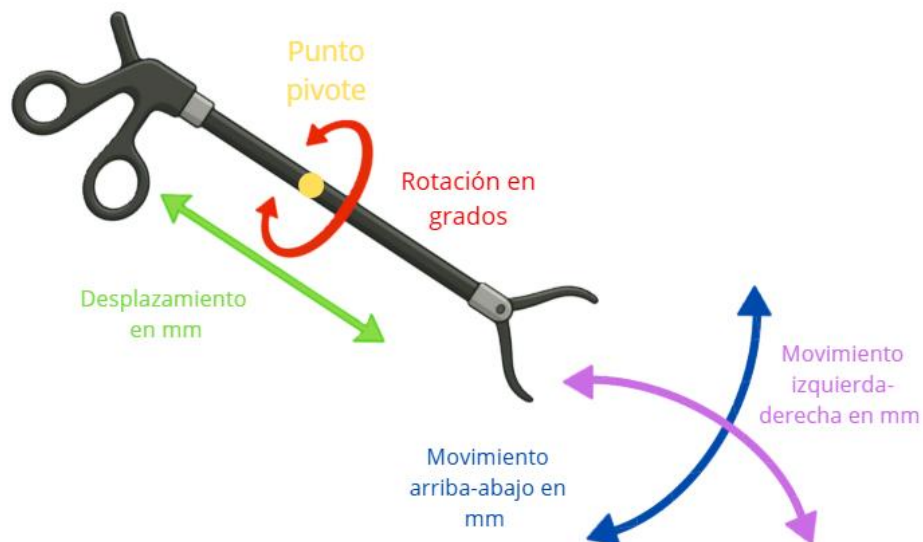


Fig.9 Diagrama de los movimientos permitidos por el instrumental laparoscópico. Desplazamiento o profundidad (flecha verde), giro sobre su propio eje (flecha roja), movimiento de izquierda a derecha (flecha morada), arriba abajo (flecha azul) y punto amarillo es el punto pivote.

Cabe resaltar que, para desarrollar los prototipos del mecanismo, también fue necesario emplear Autodesk Inventor 2025 (licencia UNAM), ya que esta herramienta es clave en el prototipado, puesto que permite diseñar, analizar, identificar errores y modificar un producto antes de su fabricación. Los prototipos físicos de los mecanismos se obtuvieron mediante manufactura aditiva, pues se contaba con esta tecnología y diversos materiales, además de que este proceso de manufactura permite crear modelos de alta precisión, sin la necesidad de otras herramientas o maquinaria de mayor costo.

3.2.1 Anillo primario

Para el sistema, se diseñó un anillo primario (P), mostrado en la fig. 10, este permite la inserción del instrumental es decir el desplazamiento, flecha verde del diagrama de la Fig. 9, y el giro sobre su propio eje flecha roja del diagrama de la Fig. 9.

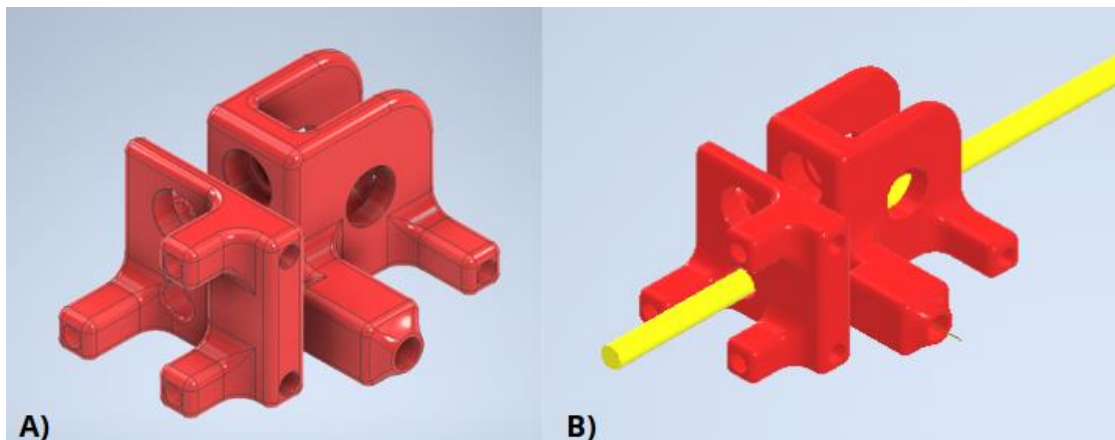


Fig. 10 A) Anillo diseñado y B) simulación de la inserción de instrumental de 3mm en el anillo

El primer anillo del sistema tipo cardán es clave en el simulador, ya que no solo permite 2 de los 4 grados de libertad, si no que este componente fue diseñado para albergar parte de la electrónica del sistema, incluyendo sensores y componentes de registro de movimiento.

El diseño realizado Inventor 2025 fue sometido a varias iteraciones de ajuste, con el objetivo de:

- Asegurar la compatibilidad con los componentes electrónicos
- Evitar interferencias con la cinemática del instrumento
- Permitir el acoplamiento eficiente con los demás elementos mecánicos del sistema

Para su fabricación, se emplearon dos tecnologías de manufactura aditiva: impresión en PLA e impresión en resina. Durante este proceso iterativo se detectaron y corrigieron diversos problemas estructurales, como la rotura de paredes delgadas en zonas críticas, lo que motivó el refuerzo de secciones específicas y la optimización del modelo para impresión. La Figura 11 ilustra la evolución del diseño de esta pieza, mostrando cómo a través de sucesivas versiones, se adaptó su geometría para mejorar su desempeño mecánico, integración electrónica y estructural.

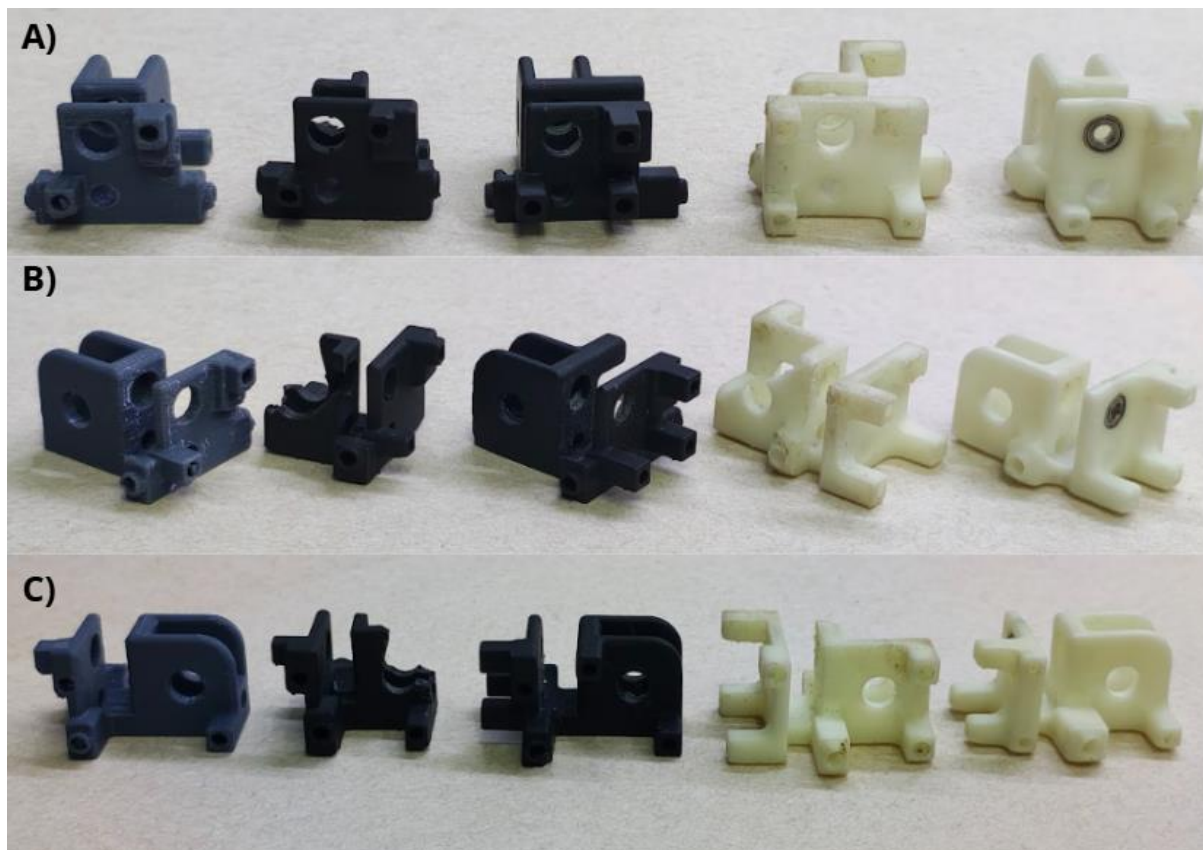


Fig. 11 Evolución de anillo primario con tomas desde diferentes ángulos

Al considerar que sus dos movimientos se tienen que generar sin restricciones, se implementaron elementos mecánicos (ruedas, ejes y rodamientos) que fuesen auxiliares en esos movimientos (Fig, 12). Además, la implementación de estos elementos permite hacer el registro de dichos movimientos, que son necesarios para determinar la posición final del instrumental, mediante los sensores y la electrónica implementada, de la cual se hablará más adelante.

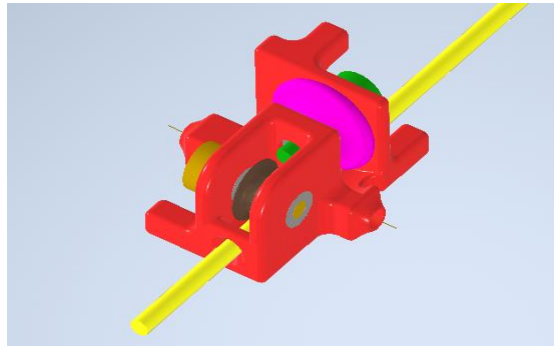


Fig. 12 Anillo P con elementos mecánicos auxiliares

La rueda *D* (en color café de la figura 13), es una rueda acanalada, la cual es auxiliar en el desplazamiento (movimiento marcado con la flecha verde de la Fig. 9) y la rueda *GE* (morada de la figura 13) es auxiliar en el giro sobre su propio eje (flecha roja de la Fig. 9) del instrumental.

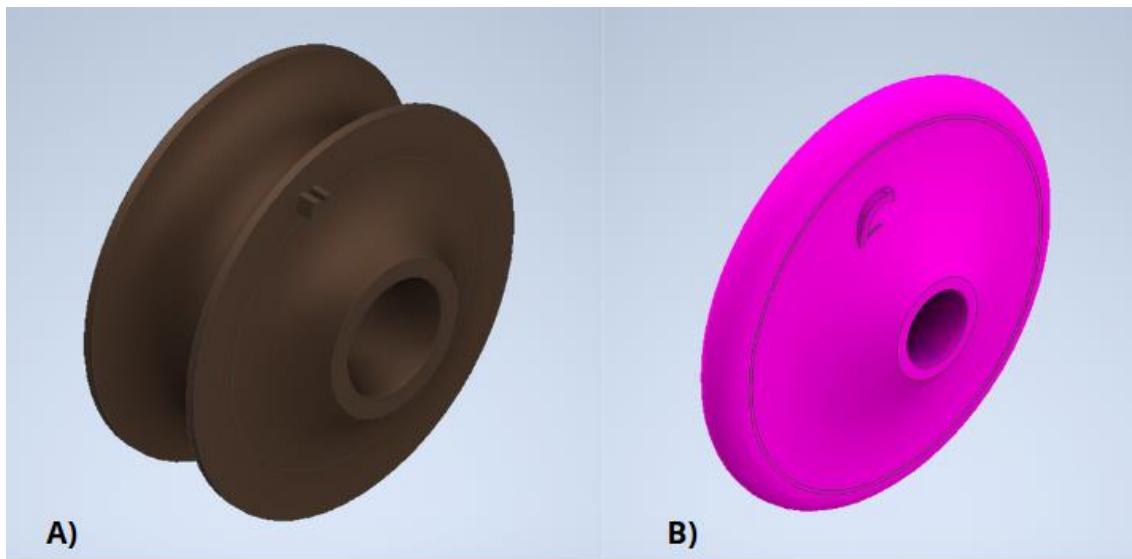


Fig 13. A) Rueda *D* y **B)** Rueda *GE*

Para las ruedas se hicieron pruebas en diferentes materiales (PLA, resina flexible y resina elástica) con el fin de comparar y analizar cuál era el material que permitiera los movimientos sin restricción alguna, Figuras 14, 15 y Tabla 4.



Fig 14. A) Vista frontal de las pruebas de la rueda *D* y **B)** Vista lateral de las pruebas de la rueda *D* (1 prueba PLA, 2 Prueba resina flexible y 3 prueba resina elástica).

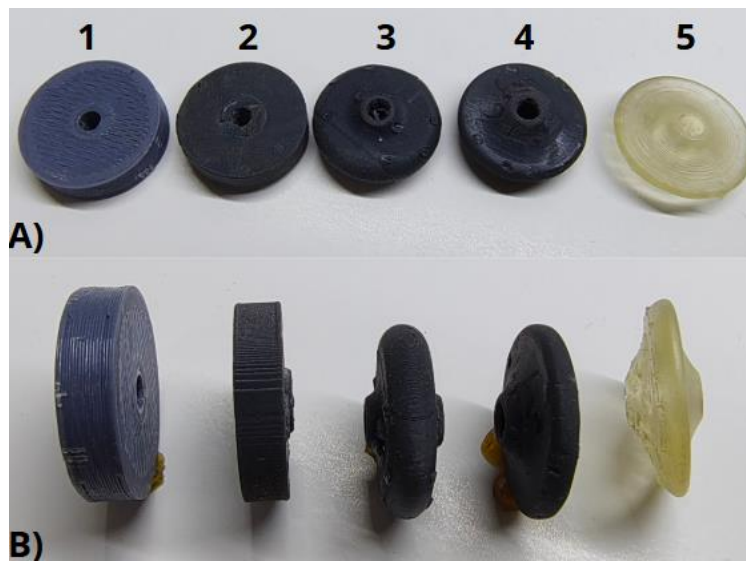


Fig 15. A) Vista frontal de las pruebas de la rueda *GE* y **B)** Vista lateral de las pruebas de la rueda *GE* (1 prueba PLA con geometría cilíndrica, 2 Prueba resina flexible con geometría cilíndrica, 3 prueba resina flexible con geometría de toroide, 4 prueba resina flexible con geometría de un toroide con una sección transversal más angosta, 5 prueba de resina elástica con geometría de la prueba 4).

Tabla 4. Propiedades mecánicas de materiales para ruedas

Material	Resistencia máxima a la tracción	Alargamiento de rotura	Dureza
PLA	45.6MPa	5.2%	83D
R. Flexible	77.7-8.5 MPa	80%	80-85A
R. Elástica	3.4MPa	160%	55.0A

La prueba de ambos tipos de ruedas en PLA fue necesaria, debido a que en su momento era material con el que se contaba y se podía trabajar, estas fueron descartadas ya que eran demasiado rígidas y no permitían que el instrumental quirúrgico realizara ninguno de los dos movimientos. A estas ruedas ya fabricadas se les hizo una prueba con cinta de espuma de uretano, con el objetivo de encontrar una posible mejora, pero el resultado fue el mismo, ninguna de las ruedas hacia un contacto adecuado con el instrumental, lo que implicaba que no hubiese movimiento. En el caso de la rueda *D* se propuso que esta fuera una rueda acanalada, con el objetivo de guiar al instrumental, considerando también que se hiciera un correcto registro de los datos con ayuda de la electrónica.

Las ruedas de resina flexible tuvieron un mejor desempeño, la rueda *D* ya realizaba el desplazamiento sin restricción; sin embargo, la rueda *GE*, aun generaba restricciones de movimiento (pruebas 2, 3 y 4 de la figura 15), por lo que se planteó la hipótesis de que la resina elástica funcionaria sin problema alguno, dicha hipótesis fue correcta, ya que ambas ruedas permitieran que el instrumental pudiera desplazarse y girar sobre su propio eje. En resumen, la conclusión de este análisis de materiales se encuentra en la tabla 5.

Tabla 5. Comparativa de ruedas y materiales

Elemento	Movimiento	Material/movimiento	
Rueda D	Desplazamiento	PLA	Movimiento casi nulo.
		R. Flexible	Hay movimiento sin restricción
		R. Elástica	Hay movimiento sin restricción
Rueda GE	Giro sobre su propio eje	PLA	Movimiento nulo.
		R. Flexible	Hay poco movimiento
		R. Elástica	Hay movimiento sin restricciones

Como se mencionó anteriormente, otros elementos mecánicos empleados fueron los ejes y rodamientos, los cuales son elementos básicos, pero indispensables para cumplir con las tareas que llevan a cabo las ruedas.

Se utilizaron rodamientos de bolas adquiridos comercialmente, mientras que los ejes fueron diseñados y fabricados específicamente para el sistema. Estos fueron modelados mediante software CAD (Autodesk Inventor) y producidos por medio de tecnología de manufactura aditiva. Algunas de sus características dimensionales y técnicas se resumen en la Tabla 6.

Tabla 6. Tabla de elementos mecánicos auxiliares

Elemento mecánico	Función	Condición de uso	Material del elemento
Eje	Alineamiento	Diámetro de 3mm	Resina
Rodamiento	Disminuir fricción	Diámetro interno de 3mm y 6 mm de diámetro exterior	Acero inoxidable

3.2.2 Anillo secundario y terciario

Para el diseño del anillo secundario (S), se consideró que este debía permitir el tercer grado de libertad, es decir el movimiento de arriba-abajo del instrumental quirúrgico (flecha azul, de la Fig. 9), además de poder soportar sus componentes electrónicos, así como el anillo primario (P) junto a todos los elementos mecánicos que lo componen.

Mientras que para el anillo terciario fue diseñado con el objetivo de permitir el cuarto grado de libertad, es decir el movimiento de izquierda- derecha (flecha morada, de la Fig. 9), de igual forma este va integrado con su electrónica, además este debe soportar los anillos anteriores P y S. Los anillos diseñados se muestran en la figura 16.

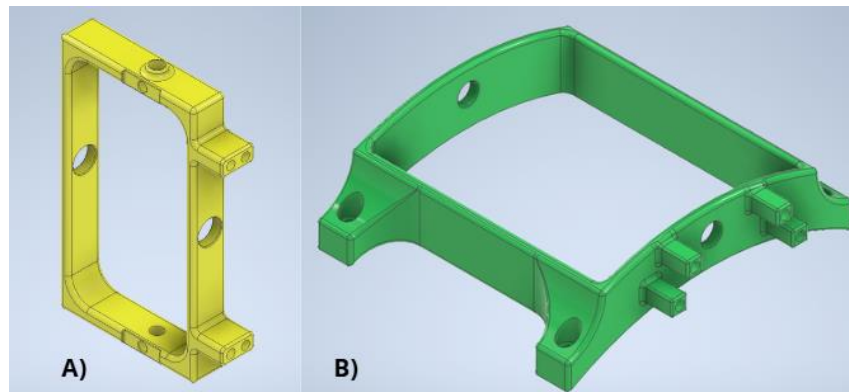


Fig. 16 A) Anillo secundario y B) Anillo Terciario

Al igual que en el anillo P, se implementaron elementos mecánicos que fueran auxiliares para el movimiento que realiza cada anillo, en los cuales también se consideró a la tabla 6. Finalmente se hizo un ensamble CAD en la cavidad abdominal simulada, con el objetivo de ver que todas las piezas fueron diseñadas correctamente y así mismo poder continuar con la manufactura, como se muestra en la figura 17.

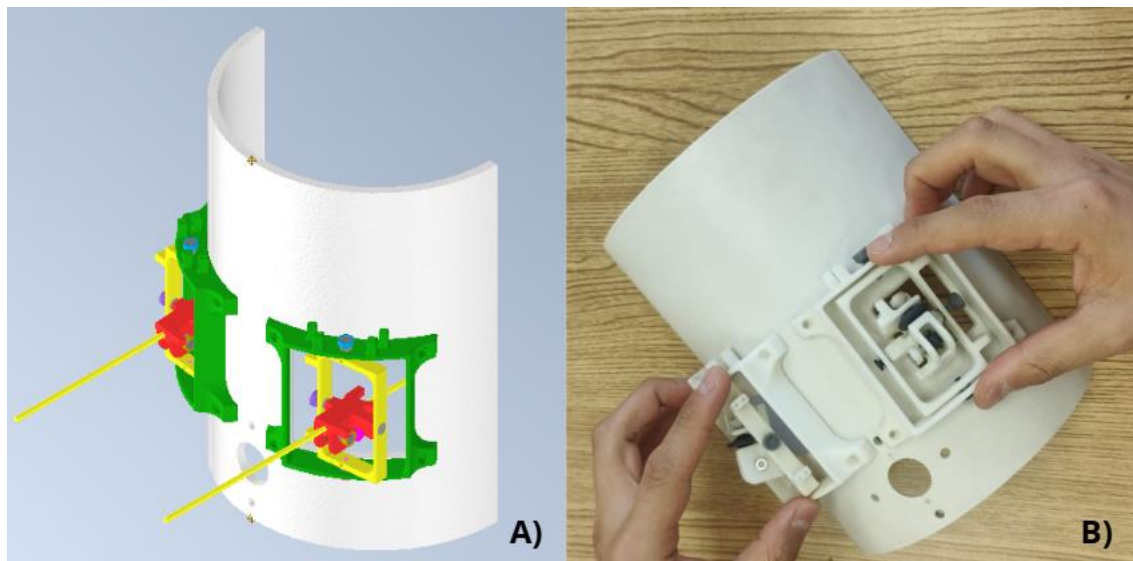


Fig. 17 A) Ensamble de las dos articulaciones mecánicas y B) Presentación física de las dos articulaciones mecánicas en la cavidad abdominal simulada.

En resumen, para los primeros prototipos del mecanismo, fue necesario emplear software de CAD, ya que esta herramienta es clave en el prototipado, puesto que permite diseñar, ensamblar, analizar, identificar errores y modificar un producto antes de su fabricación. Para la selección de materiales se hizo uso de tablas comparativas y sus fichas técnicas proporcionadas por los fabricantes. Finalmente, los prototipos físicos se obtuvieron mediante manufactura aditiva, pues se contaba con esta tecnología y diversos materiales, además de que este proceso de manufactura permite crear modelos de alta precisión, sin la necesidad de otras herramientas o maquinaria de mayor costo.

Capítulo 4: Diseño del sistema electrónico

En este capítulo, también se siguió la metodología de Mott para el diseño de la electrónica de dicho sistema, su objetivo es que esta pueda detectar los movimientos que realiza el instrumental quirúrgico. Cabe señalar que esta se realizó considerando que se debía implementar en la articulación mecánica que se diseñó en el capítulo 3 de la presente tesina.

4.1 Necesidades, funciones y requerimientos de diseño específicos para la electrónica.

En esta sección se plantean nuevamente necesidades, funciones y requisitos de diseño, esta vez enfocados a la electrónica. La Tabla 7 resume estos elementos, los cuales orientaron las decisiones en torno al diseño de placas electrónicas, su integración con la estructura mecánica y la implementación del sensor magnético AS5600.

Tabla 7. Necesidades, funciones y requisitos generales

Necesidad	Función	Requisito
Asegurar la compatibilidad de la electrónica con la estructura del mecanismo	Adaptar la electrónica al mecanismo sin interferir en su funcionamiento	Diseñar 4 PCBs mediante Inventor y verificar y verificar que no interfieran con el mecanismo ni con el instrumental
Detectar el movimiento del instrumental quirúrgico	Captar los movimientos angulares del instrumental quirúrgico	Se deben implementar sensores AS5600 para el registro de movimiento con una resolución angular de 12 bits(0.088°)

4.2 Sensor Magnético AS5600

Cabe señalar que dicho sensor fue proporcionado previamente como componente base, por lo que no se realizó un proceso de selección técnica. Sin embargo, sus características resultaron adecuadas para cumplir con los requerimientos del sistema, especialmente en cuanto a la detección precisa del movimiento del instrumental quirúrgico. Aun así, se realizaron las tablas 8 y

9, con alternativas de otros sensores que pudieran ser implementados en el sistema electromecánico.

Tabla 8. Tabla comparativa de sensores magnéticos rotacionales.

Sensor	Tecnología	Resolución	Rango	Comunicación	Dimensión [mm]
AS5600 	Magnético	12 bits	360°	I_2C , Análogo	6x5x1.75
Encoder RMB29 	Magnético	12bits	360°	Análogo, digital	29x29x14

Tabla 9. Tabla comparativa de sensores lineales.

Sensor	Tecnología	Resolución	Rango	Comunicación	Dimensión [mm]
MPU9250 	Acelerómetro Giroscopio Magnetómetro	Ac:16bits Gi:16bits Mag:16 bits	Ac: $\pm 16[g]$ Gi: 360° Mag: $\pm 4800[uT]$	I_2C , SPI	26x15.5x2.6
MPU6050 	Acelerómetro Giroscopio	Ac:16bits Gi:16bits	Ac: $\pm 16[g]$ Gi: 360°	I_2C , SPI	21x17
BNO055 	Acelerómetro Giroscopio Magnetómetro	Ac:14bits Gi:16bits	Ac:16[g] Gi: 360° Mag:1300[uT]	I_2C , UART	3.8x5.2x1.13

El sensor empleado en este proyecto fue el AS5600, sensor magnético rotativo proporcionado previamente como componente base. Este dispositivo cuenta con una resolución de 12 bits y es capaz de medir rotaciones completas en un rango de 0° a 360°, con una resolución angular de 0.0879° por LSB. En base a la tabla 8, podemos decir que el sensor AS5600 es ideal ya que sus

dimensiones (6mm x 5mm x 1.75mm) permiten implementarlo en cualquier diseño de PCB (recordando que estas deben de ser ensambladas en la articulación mecánica), cuenta con una excelente resolución, además de contar con la ventaja de ser un componente económico y con entrega rápida.

4.3 Multiplexor TCA9548A

El uso de un multiplexor es de gran importancia ya que se implementaron 4 sensores AS5600 por cada articulación mecánica, es decir se implementaron un total de 8 sensores. Considerando que todos ellos son nombrados con la dirección 0x36, era necesario el uso de dicho multiplexor, con el objetivo de multiplexar las señales SDA y SCL, para lograr la comunicación de cada sensor por el puerto I_2C y así registrar el movimiento del instrumental quirúrgico, se utilizó este componente electrónico.

Cabe resaltar que el multiplexor fue proporcionado por el laboratorio de Sistemas Inteligentes (ICAT, UNAM), si este no hubiese sido proporcionado aun así este modelo hubiera sido considerado para su adquisición, pues su uso es indispensable en el proyecto, además de ser un componente comercial y de fácil adquisición.

4.4 Microcontrolador PIC18F4550

Para este proyecto, se utilizó el microcontrolador PIC18F4550 para su implementación con los sensores. Al igual que el multiplexor, el microcontrolador también fue proporcionado por el laboratorio de Sistemas inteligentes (ICAT, UNAM), lo cual motivo su implementación. Además, este microcontrolador es adecuado para la implementación del arreglo de sensores, debido a que ofrece canales ADC de 10 bits, soporte para comunicación I^2C y un módulo USB. Adicionalmente, el dispositivo brinda diferentes tipos de interfaces de comunicación (como I_2C , SPI, USART y USB) y permite configurar diversas velocidades de transmisión, lo cual resulta útil para realizar pruebas de estabilidad en el sistema y optimizar el desempeño según las necesidades de su aplicación.

4.5 Diseño de placas electrónicas

Se comenzó por un diseño de placas en Autodesk Inventor, con el objetivo de verificar las dimensiones y así evitar restricciones de movimiento en la articulación. Este proceso se muestra en la figura 18, donde se observa la disposición espacial de las placas y su relación con el sistema de articulación.

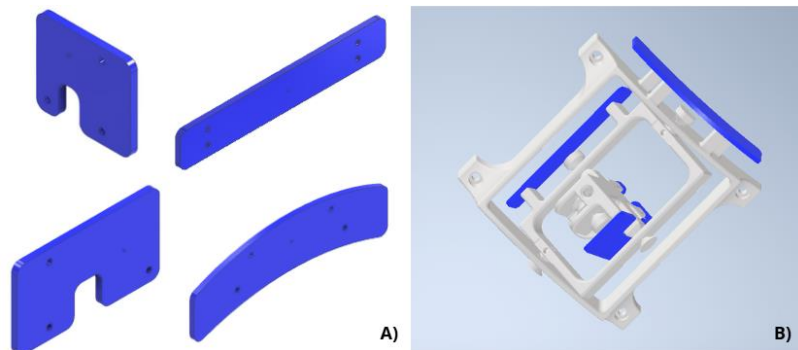


Fig. 18 A) Simulación de PCB en CAD y B) Ensamble en CAD

Con las placas una vez diseñadas, se hizo uso de softwares de simulación electrónica, con el fin de simular el funcionamiento de las placas electrónicas, además de hacer su adaptación a las medidas de los CADs diseñados y así mismo, enviarlas a fabricar. En la figura 19 podemos observar las placas ya manufacturadas.

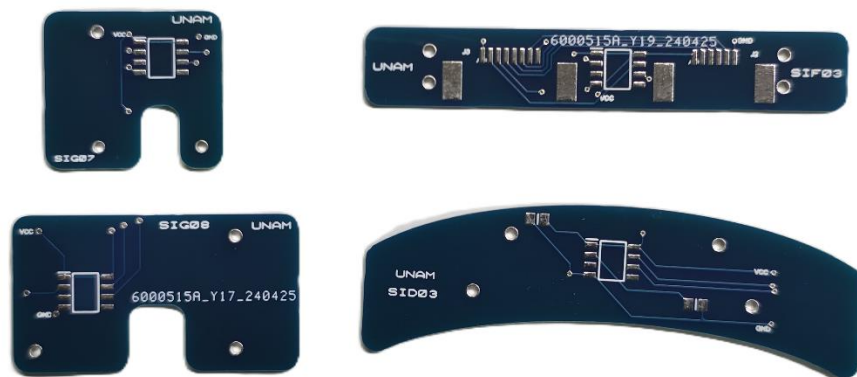


Fig. 19 PCB's manufacturados para el proyecto

Capítulo 5: Diseño de la interfaz

En este capítulo se hará mención del desarrollo y diseño de la interfaz gráfica, el cual permitirá hacer el análisis de los datos, la gráfica de resultados, así como el almacenamiento de los antes mencionados.

5.1 Necesidades, funciones y requerimientos de diseño particulares de la interfaz

Con el fin de garantizar una correcta captura, procesamiento y visualización de los datos provenientes del sistema electrónico, se definieron una serie de necesidades específicas relacionadas con el desarrollo de la interfaz. Estas necesidades fueron analizadas para establecer sus respectivas funciones dentro del sistema, y a partir de ellas requisitos concretos que guiaron el diseño e implementación de la interfaz.

En la Tabla 10 se muestran de manera estructurada dichas necesidades, junto con las funciones que deben cumplir y los requisitos de diseño que aseguran su correcto desempeño.

Tabla 10. Necesidades, funciones y requisitos particulares de interfaz

Necesidad	Función	Requisito
Interpretar datos provenientes de la electrónica	La interfaz debe interpretar los datos recibidos por el puerto COM y realizar la conversión de grados a desplazamiento	La frecuencia mínima de muestreo debe de ser 40 muestras por segundo
Registrar la información obtenida en la simulación	La interfaz debe almacenar los datos crudos (en grados) y convertidos en desplazamiento	Los datos deben de almacenarse en archivos txt
Visualizar y almacenar los resultados de la trayectoria del instrumental	La interfaz debe mostrar gráficamente los resultados y almacenarlos	Los gráficos deben de presentar la posición respecto al tiempo y una gráfica 3D de toda la trayectoria Los gráficos deben guardarse en .jpg

5.2 Cinemática directa

Para cumplir con la función de la conversión de los datos a coordenadas reales en milímetros, fue necesario obtener la cinemática directa del instrumental quirúrgico.

Los sensores empleados (AS5600) solo proporcionan ángulos; sin embargo, esta información no es suficiente para conocer la posición de la punta del instrumental quirúrgico. Por esta razón, fue necesario implementar la cinemática directa, los cuales son una serie de cálculos que permite traducir los ángulos registrados a una coordenada espacial para así determinar la ubicación de la punta del instrumental. En este proyecto, la cinemática directa fue esencial en la programación de la interfaz.

La Figura 20 ilustra los sistemas de referencia utilizados en este cálculo, los cuales son fundamentales para definir correctamente las transformaciones espaciales entre cada componente del mecanismo. Esta representación gráfica permitió validar la secuencia de rotaciones y traslaciones necesarias para la obtención de la posición final de la punta del instrumento.

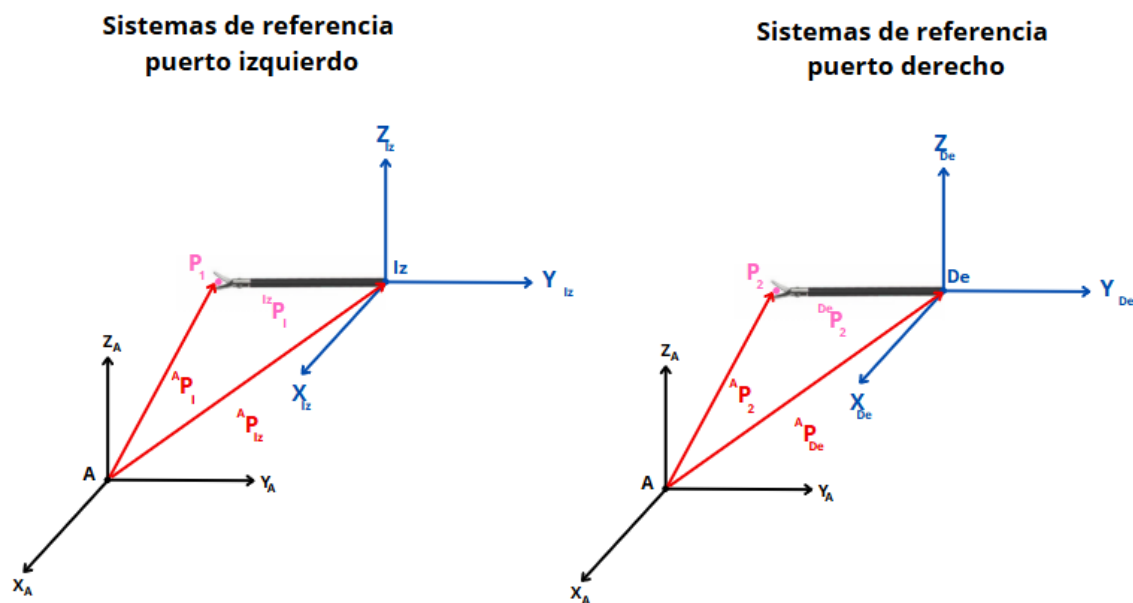


Fig. 20 Sistemas de referencia de cada puerto.

Ecuaciones puerto izquierdo	Ecuaciones puerto derecho
${}^A P_1 = {}^A R_{Iz} {}^{Iz} P_1 + {}^A P_{Iz} \quad (1)$	${}^A P_2 = {}^A R_{De} {}^{De} P_2 + {}^A P_{De} \quad (2)$
${}^A P_1 \rightarrow \{X_A, Y_A, Z_A\}$	${}^A P_2 \rightarrow \{X_A, Y_A, Z_A\}$
${}^A R_{Iz} \rightarrow (3)$	${}^A R_{De} \rightarrow (4)$
${}^{Iz} P_1 \rightarrow \{X_{Iz}, Y_{Iz}, Z_{Iz}\} = (0, desp_{Iz}, 0)$	${}^{De} P_2 \rightarrow \{X_{De}, Y_{De}, Z_{De}\} = (0, desp_{De}, 0)$
${}^A R_{Iz} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_1 \cos \beta_1 - \sin \beta_1 \sin \gamma_1 \sin \alpha_1 & -\cos \gamma_1 \sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 \sin \beta_1 + \cos \beta_1 \sin \gamma_1 \sin \alpha_1 \\ \cos \alpha_1 \sin \beta_1 \sin \gamma_1 + \cos \beta_1 \sin \alpha_1 & \cos \gamma_1 \cos \alpha_1 & -\cos \beta_1 \cos \alpha_1 \sin \gamma_1 + \sin \beta_1 \sin \alpha_1 \\ -\cos \gamma_1 \sin \beta_1 & \sin \gamma_1 & \cos \beta_1 \cos \gamma_1 \end{bmatrix} \quad (3)$	
${}^A R_{De} = \begin{bmatrix} \cos \alpha_2 \cos \beta_2 - \sin \beta_2 \sin \gamma_2 \sin \alpha_2 & -\cos \gamma_2 \sin \alpha_2 & \cos \alpha_2 \sin \beta_2 + \cos \beta_2 \sin \gamma_2 \sin \alpha_2 \\ \cos \alpha_2 \sin \beta_2 \sin \gamma_2 + \cos \beta_2 \sin \alpha_2 & \cos \gamma_2 \cos \alpha_2 & -\cos \beta_2 \cos \alpha_2 \sin \gamma_2 + \sin \beta_2 \sin \alpha_2 \\ -\cos \gamma_2 \sin \beta_2 & \sin \gamma_2 & \cos \beta_2 \cos \gamma_2 \end{bmatrix} \quad (4)$	

Donde:

A : Sistema de referencia fijo.	A : Sistema de referencia fijo.
Iz : Sistemas de referencia del puerto de entrada izquierdo (sistema de referencia local).	De : Sistemas de referencia del puerto de entrada derecho (sistema de referencia local).
${}^A P_1$: Vector que va del origen del sistema de referencia A a la punta del instrumental quirúrgico que se encuentra en el puerto izquierdo.	${}^A P_2$: Vector que va del origen del sistema de referencia a la punta del instrumental quirúrgico que se encuentra en el puerto derecho.
P_1 : Punta del instrumental quirúrgico ingresado en el puerto izquierdo.	P_2 : Punta del instrumental quirúrgico ingresado en el puerto derecho.
${}^{Iz} P_1$: Vector que va del origen del sistema	${}^{De} P_2$: Vector que va del origen del sistema De

I_z a la punta del instrumental quirúrgico P_1 .	a la punta del instrumental quirúrgico P_2 .
${}^A R_{Iz}$: es la matriz de rotación del puerto izquierdo.	${}^A R_{De}$: es la matriz de rotación del puerto derecho.
γ_1 : Giro sobre el eje X_{Iz}	γ_2 : Giro sobre el eje X_{De}
α_1 : Giro sobre el eje Y_{Iz}	α_2 : Giro sobre el eje Y_{De}
β_1 : Giro sobre el eje Z_{Iz}	β_2 : Giro sobre el eje Z_{De}

5.3 Interfaz gráfica de usuario

Una vez obtenidas las ecuaciones necesarias mediante el desarrollo de la cinemática directa, se procedió al diseño de la interfaz gráfica de usuario para el sistema de captura de movimiento, la cual requería una ventana principal de registro que incluyera:

- Nombre de usuario (Preferentemente iniciales).
- Prueba que realizar (línea horizontal, línea vertical, círculo, triángulo, otro).

La interfaz fue desarrollada utilizando el lenguaje de programación Python, el entorno de desarrollo seleccionado fue Visual Studio Code, debido a su flexibilidad, facilidad de uso.

Esta plataforma permitió una integración fluida entre el procesamiento de datos, la visualización gráfica y el registro de información para análisis posterior, todo dentro de una interfaz intuitiva para el usuario.

En el primer prototipo, mostrado en la figura 21, se implementó la biblioteca tkinter; sin embargo, esta daba diseños que no eran estéticos visualmente. Por lo que se investigó otras bibliotecas de Python que permitieran una interfaz más estética, por lo que se implementó customtkinter, para una mejor apariencia visual.

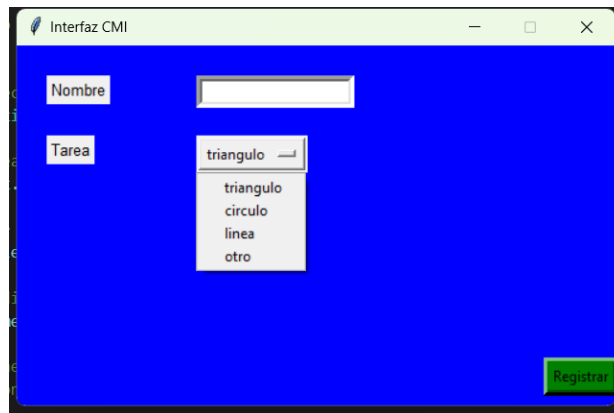


Fig. 21 Primer prototipo de interfaz

El prototipo final de la interfaz despliega una primera ventana (figura 22) que permite hacer un registro con el nombre (o las iniciales del nombre) de la persona que hará su uso, posteriormente en un menú desplegable se puede seleccionar la tarea a realizar (líneas horizontales, líneas verticales, triángulo, círculo u otra). Estas tareas son pruebas técnicas que ayudaran a la calibración del sistema, de las cuales se hará mención más adelante.

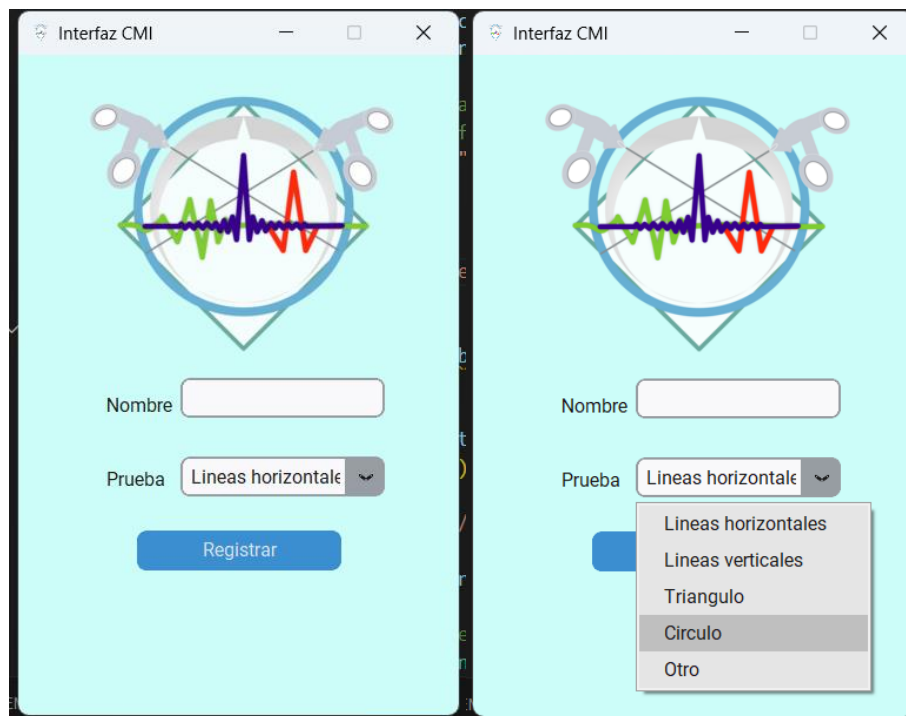


Fig. 22 Ventana principal de interfaz

Una vez que se ingresaron los datos y se selecciona el botón de registro se despliega una segunda ventana (figura 23), la cual nos presenta una serie de botones:

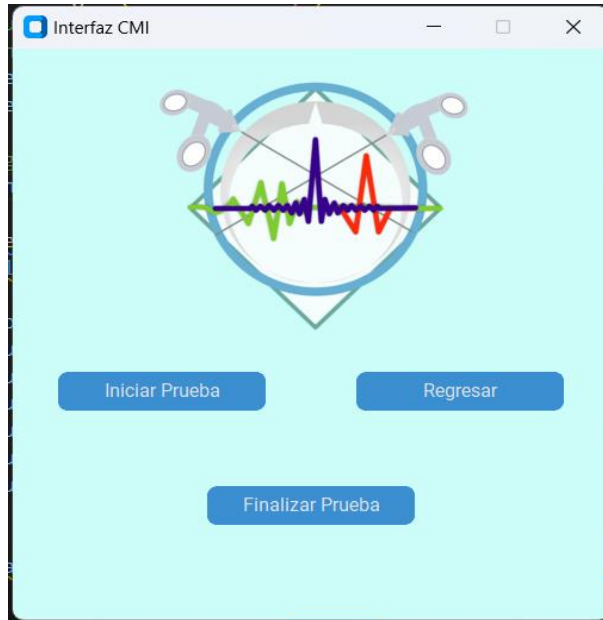


Fig. 23 Ventana secundaria de la interfaz

Dónde al presionar:

- **Regresar:** Permite volver a la primer ventana por si hubo un error en el nombre o la tarea seleccionada.
- **Iniciar la prueba:** Comienza el registro de datos del sistema, a su vez genera 2 archivos de extensión txt, en los cuales se almacenan los datos del registro de movimiento, un archivo txt es encargado de almacenar los datos en crudo, es decir los datos directos del puerto COM y sin haber pasado por la matriz de transformación, mientras que el otro archivo txt almacena los datos que ya pasaron por la matriz y que indican los valores que ayudan a determinar la posición del instrumental quirúrgico.

Los archivos llevan los nombres “nombre_tarea_fecha_hora.txt” y “nombre_tarea_fecha_hora_crudo.txt”, con el objetivo de poder identificar qué información contiene cada archivo, además que implementar fecha y hora permitirá que ningún archivo tenga el mismo nombre (En caso de que un mismo usuario quisiera volver a hacer la misma prueba).

- Finalizar prueba: El registro de datos es detenido y se despliega una tercera ventana (figura 24):

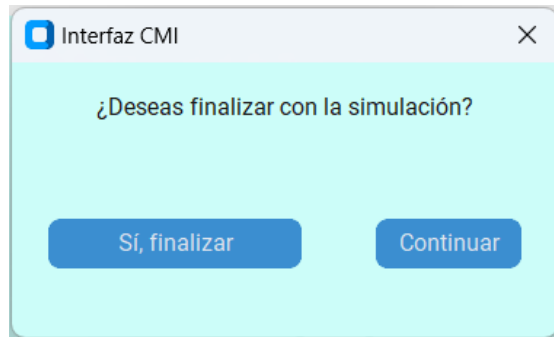


Fig. 24 Ventana final de interfaz

Dónde al presionar:

- Continuar: Vuelve a hacer registro de datos.
- Si, finalizar: Almacena los archivos txt en una carpeta de nombre “nombre_tarea_fecha_hora”, además de generar los gráficos de posición vs tiempo (uno para X, uno para Y y uno para Z) y el grafico 3D de la posición del instrumental (los gráficos fueron generados tanto puerto izquierdo como puerto derecho del sistema electromecánico).

Las figuras 25 y 26 muestran el resultado de la captura del movimiento de los instrumentos laparoscópicos utilizando el sistema electromecánico.

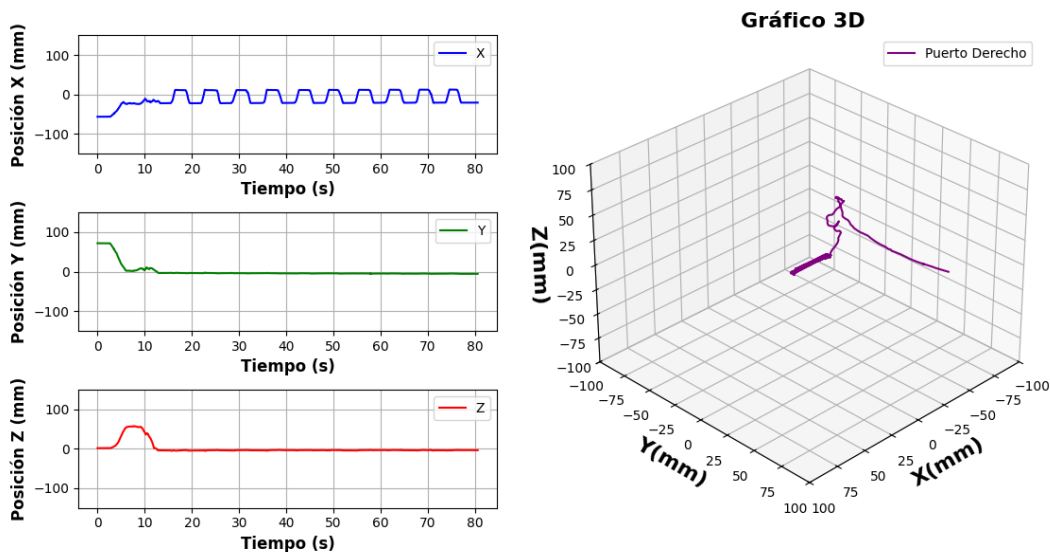


Fig. 25. Prueba de gráficos del puerto derecho

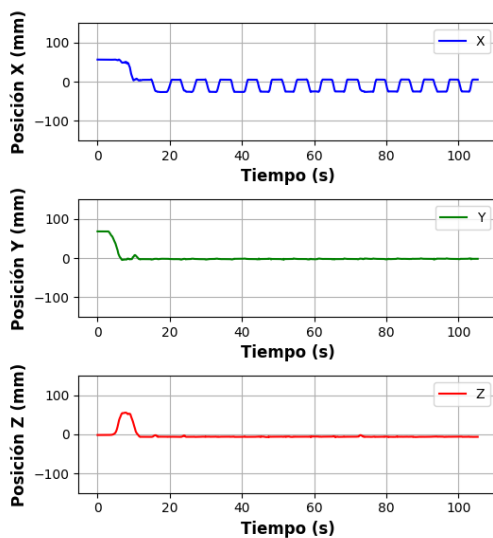


Gráfico 3D

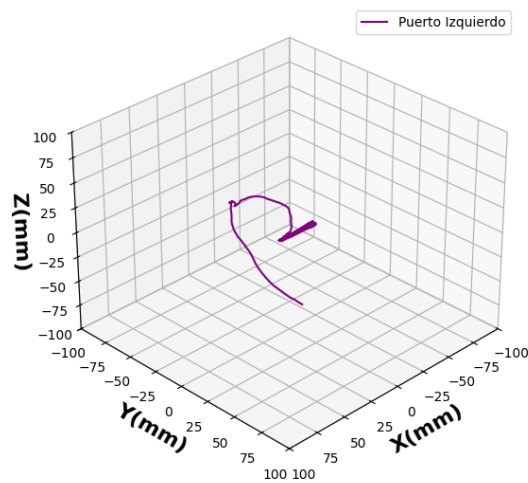


Fig. 26. Prueba de gráficos del puerto izquierdo

5.4 Calibrador

Para el calibrador nuevamente se hizo una comparativa de materiales con la tabla 3 del capítulo 3. En base a esa tabla podemos decir que el MDF y acrílico cumplen con la característica de ser materiales rígidos y que sin problema alguno podrían sostener al sistema electromecánico; sin embargo, requieren diversos procesos de corte, unión y ensamble, por ello fueron descartados. El PVC espumado es un caso similar al del acrílico y el MDF, además cabe resaltar que no es un material muy estable (en las condiciones de uso que requiere). El PLA fue el material de selección ya que es un material rígido, ligero y resistente, con el cual podemos llegar a cualquier geometría deseada con ayuda de un software CAD, en este caso Autodesk Inventor. Aunque el proceso de manufactura aditiva fue un proceso lento podíamos asegurar que el calibrador quedaría de forma adecuada, ya que una vez más se hizo el ensamble de piezas en CAD antes de su manufactura, dando como resultado al calibrador de la figura 27:

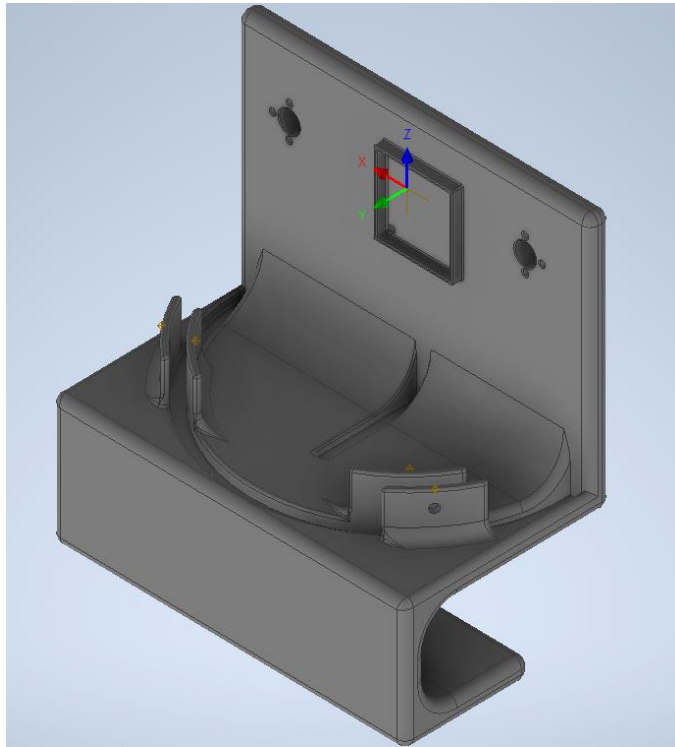


Fig. 27 Calibrador en CAD

Como podemos observar, el calibrador tiene un canal semicircular que permite insertar el sistema electromecánico, además cuenta con un par de pestañas que permiten fijarlo mediante tornillos. En la parte inferior se pueden introducir tornillos para fijarlo a una superficie plana y que el sistema permanezca fijo para las pruebas de calibración, así como se muestra en la figura 28.

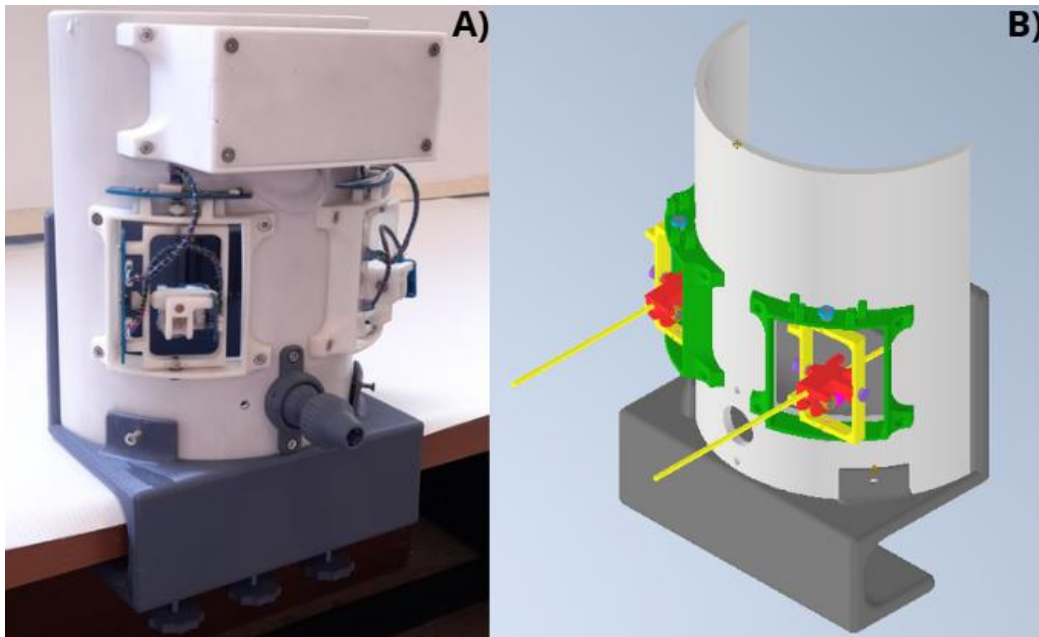


Fig. 28 A) Sistema electromecánico en calibrador (sistema físico), B) Sistema electromecánico en calibrador (CAD)

Para las pruebas de calibración se diseñaron tareas simples y que permitieran cálculos sencillos para dicha calibración, por ello se propusieron líneas de 30 mm, con las cuales se harían las pruebas sobre el eje X, Y y Z. Estas de igual forma fueron diseñadas en Inventor (figura 29) y fabricadas mediante manufactura aditiva (figura 30).

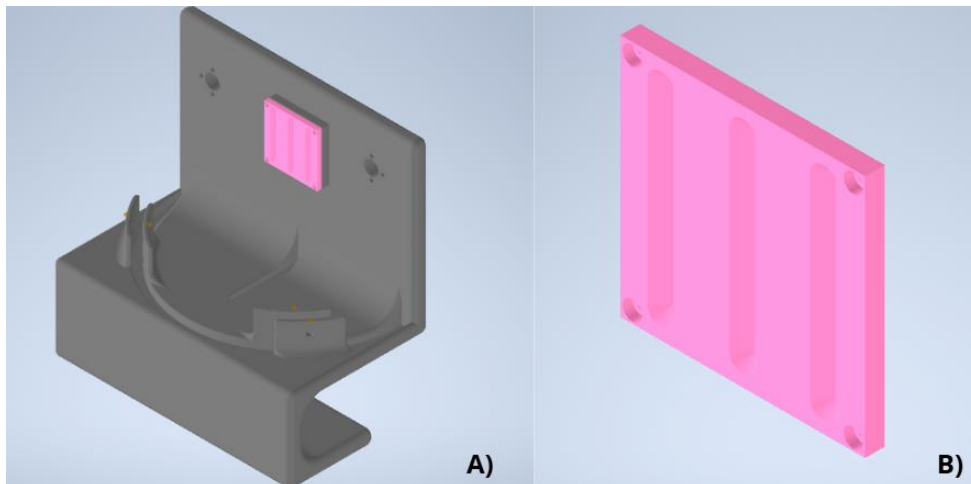


Fig. 29 A) Calibrador con tarea de calibración, B) Tarea de calibración



Fig. 30 A) Calibradores para los ejes X, Y, Z

En la figura 31 se presenta un esquemático de todo el sistema electromecánico ya en funcionamiento y con una prueba de calibración.

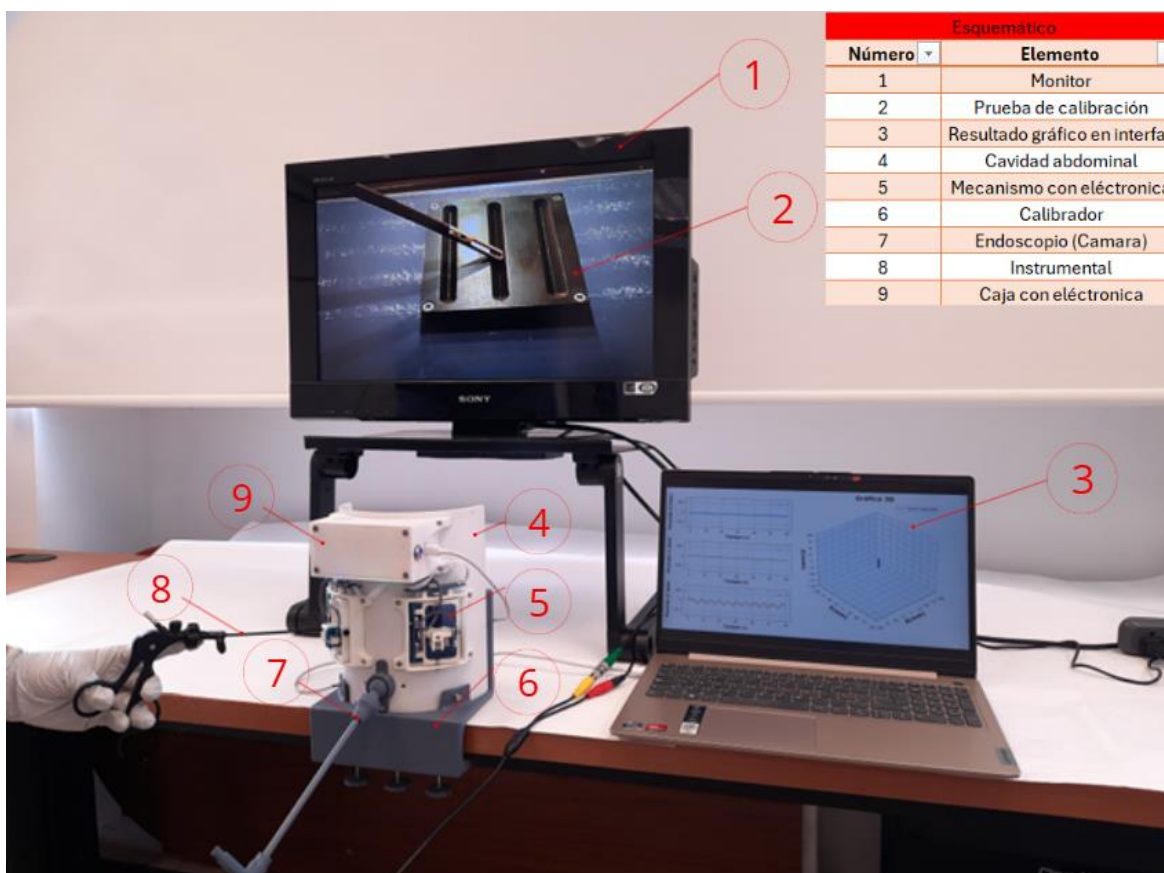


Fig. 31 Ejemplo de calibración

Para la calibración se colocaron dichas pruebas en el calibrador y se realizaron un total de 60 repeticiones de movimiento, es decir, 30 por cada puerto (izquierdo y derecho), donde se dividían en 10 por cada eje (X, Y, Z), dando como resultado las figuras 32 a 37.

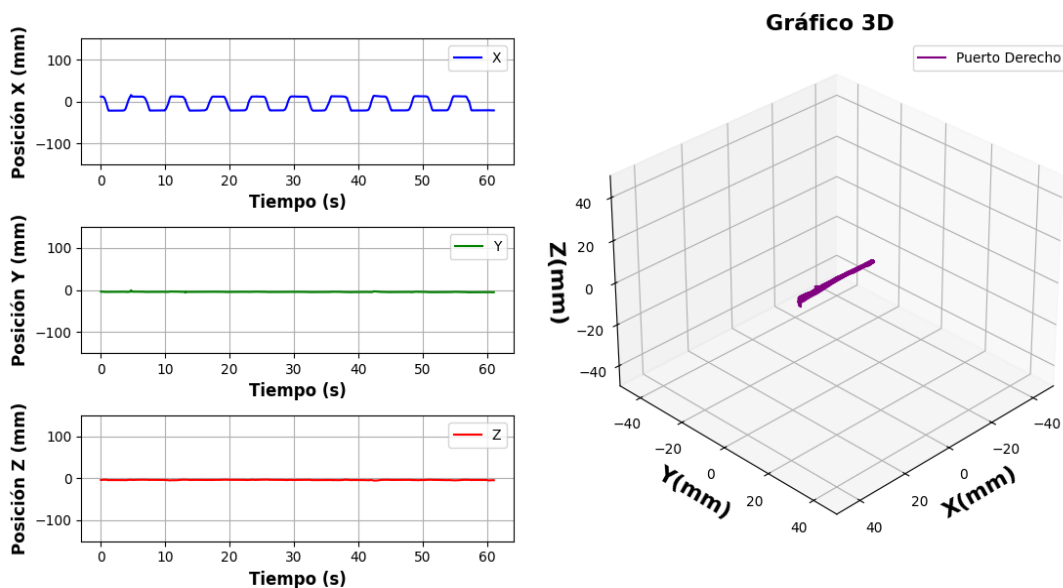


Fig. 32 Prueba de calibración eje X, Puerto derecho

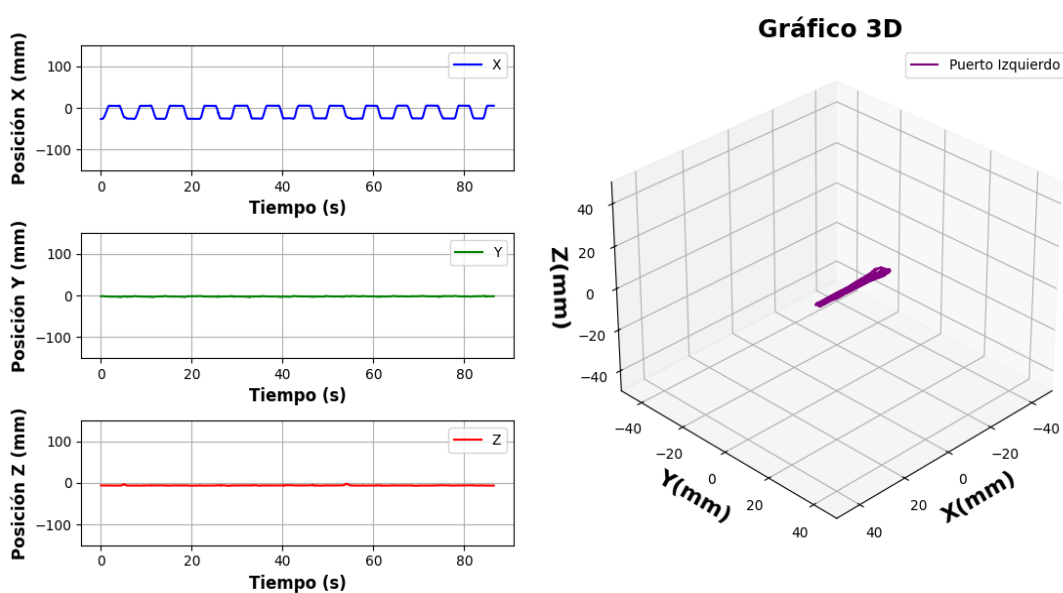


Fig. 33 Prueba de calibración eje X, Puerto izquierdo

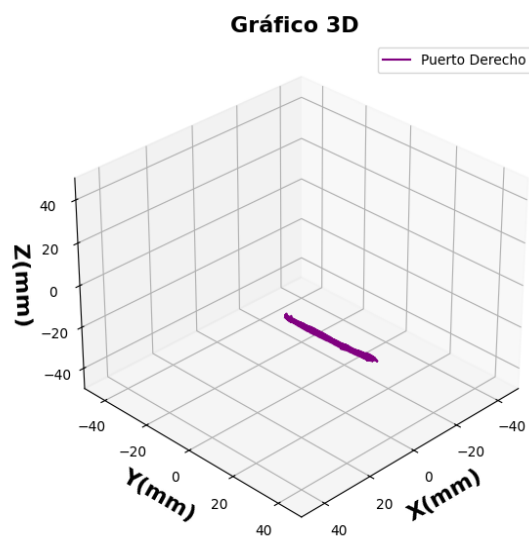
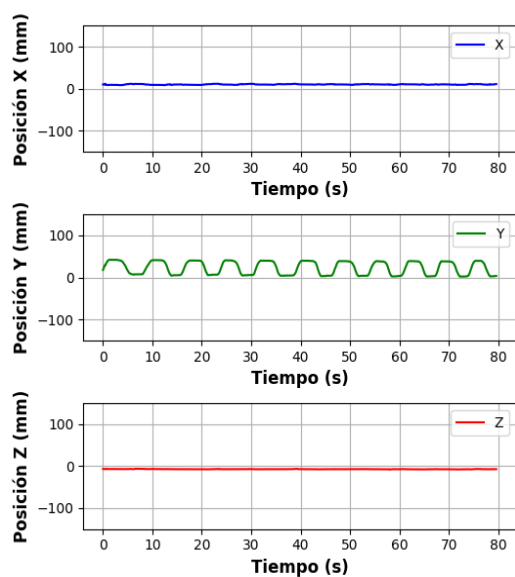


Fig. 34 Prueba de calibración eje Y, Puerto derecho

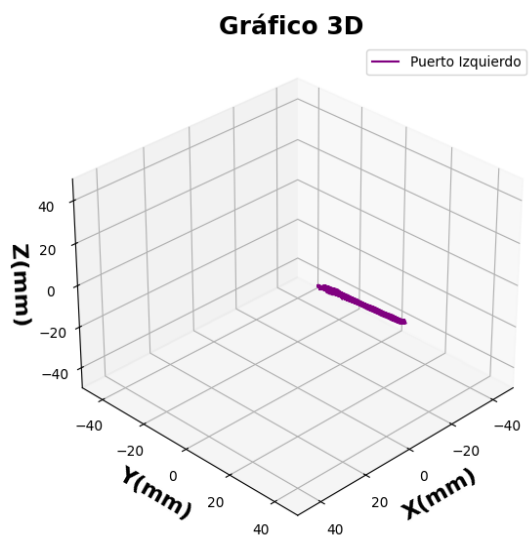
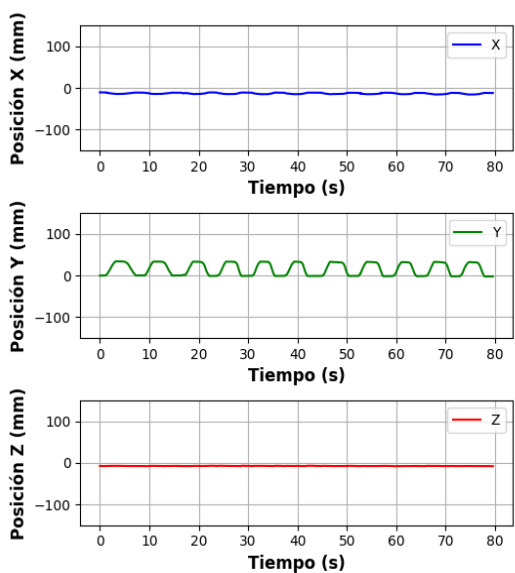


Fig. 35 Prueba de calibración eje Y, Puerto izquierdo

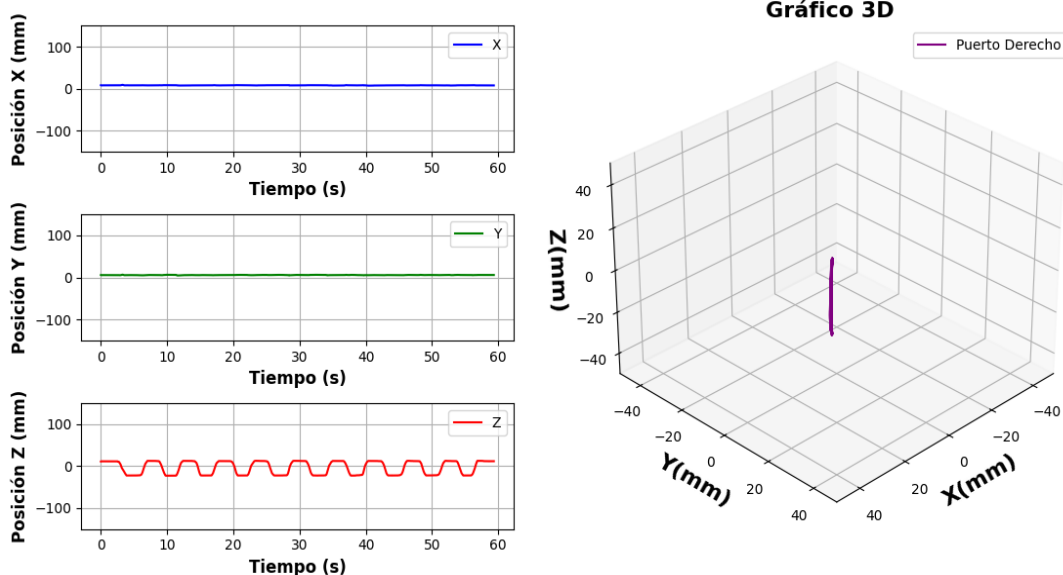


Fig. 36 Prueba de calibración eje Z, Puerto derecho

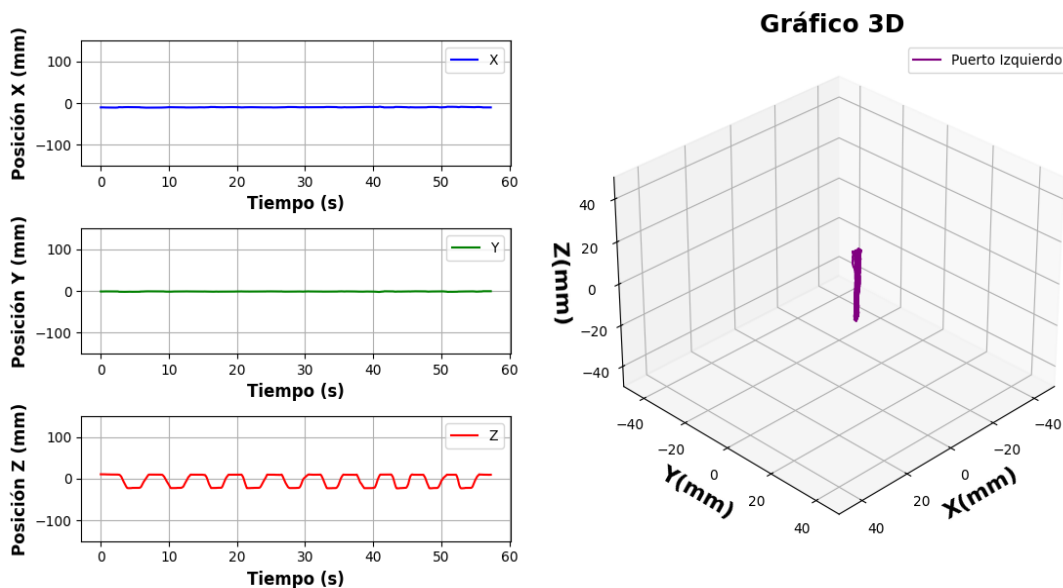


Fig. 37 Prueba de calibración eje Z, puerto izquierdo

Posteriormente, se desarrollaron códigos en Matlab que permitieran hacer comparación de los datos, antes de pasar por la matriz de rotación y los que se obtuvieron ya en su transformación, esto con el fin de detectar algún posible error en la programación de la interfaz, además estos códigos permitieron hacer un mejor análisis de los gráficos y los datos obtenidos durante la calibración, así como detectar posible información basura, Figuras 38, 39 y 40.

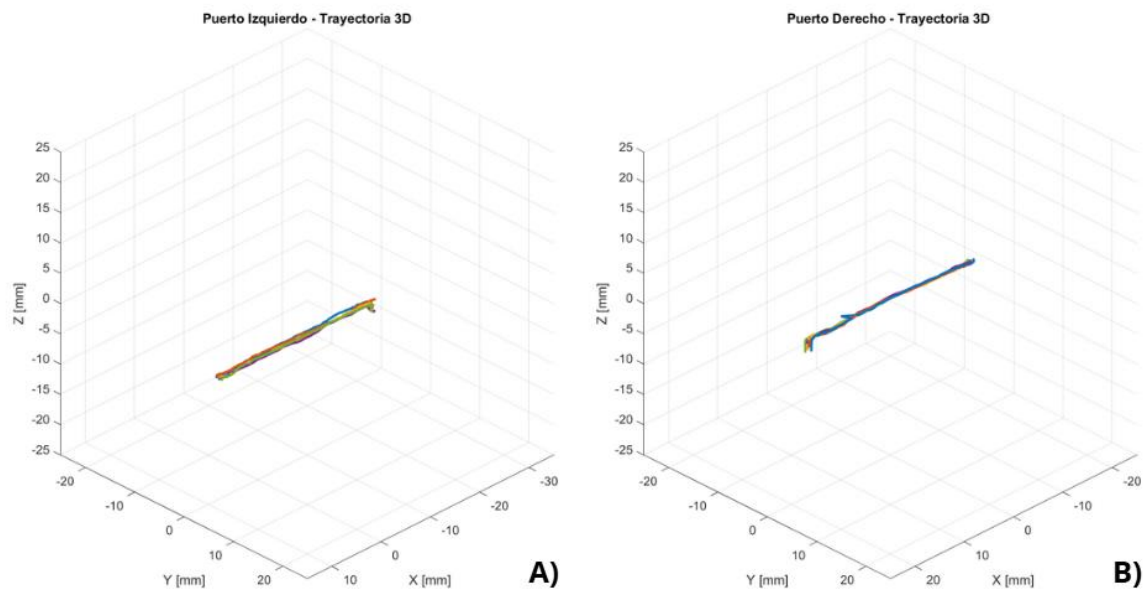


Fig. 38 Prueba de calibración eje X, A) puerto izquierdo y B) puerto derecho

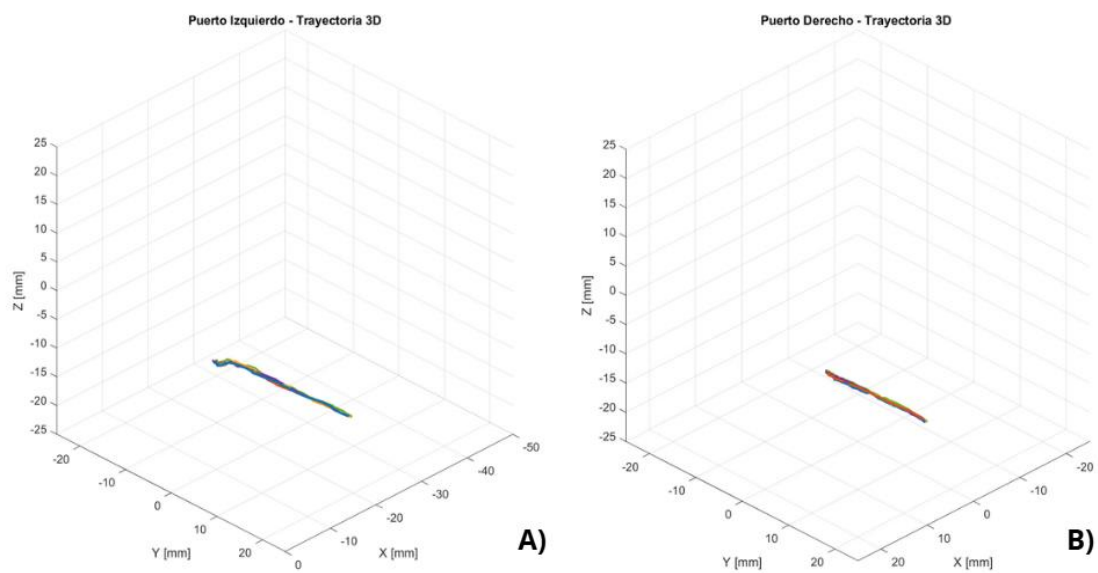


Fig. 39 Prueba de calibración eje Y, A) puerto izquierdo y B) puerto derecho

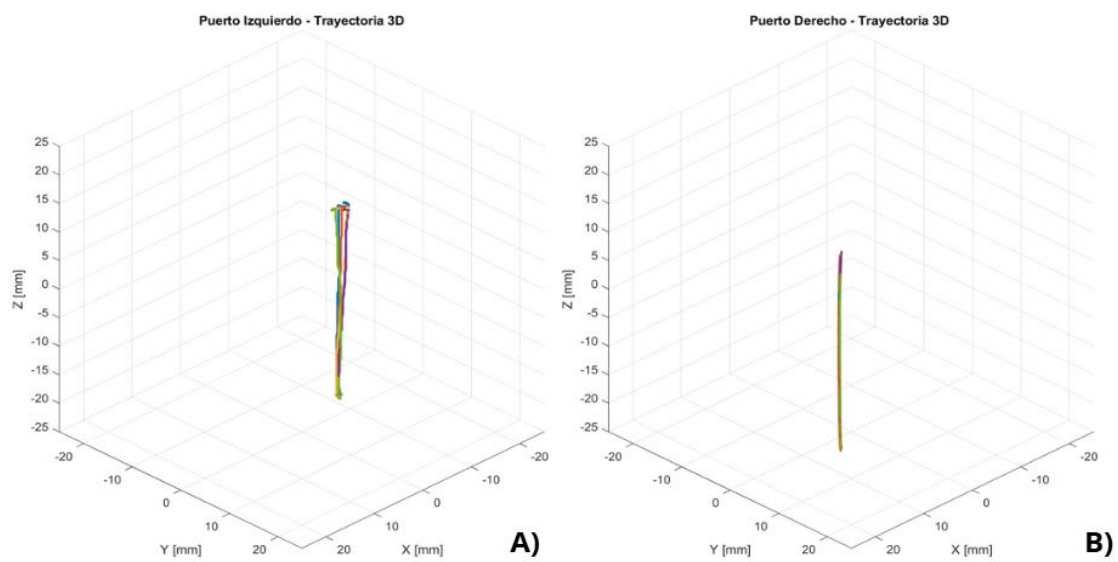


Fig. 40 Prueba de calibración eje Z, A) puerto izquierdo y B) puerto derecho

Capítulo 6: Resultados

Como se mencionó en el capítulo anterior, para hacer calibración se colocaron dichas pruebas en el calibrador y se realizaron un total de 10 repeticiones de movimiento, en cada uno de los ejes y en ambos puertos, los datos obtenidos fueron auxiliares para determinar la precisión, exactitud y el error a partir del promedio de esos datos.

Para la etapa de calibración se consideró a la línea recta por ser un elemento geométrico básico que permitiría validar la respuesta del sistema electromecánico.

Tabla 11. Resultados de calibración

Puerto	Eje	Medida real de la línea[mm]	Promedio[mm]	Precisión [mm]	Valor máximo [mm]	Valor mínimo [mm]	E_Absoluto máximo [mm]
Izquierdo	X	30	29.3381	0.45	29.9874	28.7875	1.2124
	Y	30	30.2097	0.6492	30.8796	29.2046	0.8796
	Z	30	30.4828	0.4628	30.96	29.538	0.9608
Derecho	X	30	30.4906	0.6169	31.6233	29.9153	1.6233
	Y	30	29.6145	0.4145	30.2026	29.0052	0.9947
	Z	30	29.268	0.5159	30.0754	28.4769	1.523

En la tabla 11 observamos una serie de datos obtenidos de las trayectorias de cada eje (X, Y, Z) para ambos puertos (izquierdo y derecho), con el objetivo de evaluar al sistema. Los resultados mostraron los valores promedio de cada trayectoria, los cuales se mantuvieron cercanos a la medida real esperada, con variaciones menores a 1mm, para todos los casos.

En cuanto a la precisión, medida aquí como la desviación en milímetros, se registraron valores entre 0.4145 mm y 0.6492 mm, siendo el eje Y del puerto izquierdo el de mayor dispersión. El error absoluto máximo osciló entre 0.8796 mm (Y del puerto izquierdo) y 1.6233 mm (X del puerto derecho), lo cual sugiere que, aunque el sistema en promedio replica con exactitud la trayectoria esperada, existe un error a considerar. Estos errores podrían atribuirse a errores humanos, ya que la toma de datos se hizo de forma manual, pero en un futuro se podría emplear un CNC que las haga de forma más controlada y obtener mejores resultados.

Durante la evaluación también se determinaron los desplazamientos de cada eje, es decir los rangos de movimiento. El eje X (movimiento lateral) presenta magnitudes muy similares, pero de signo contrario (de -193.69mm a -41.72mm para el puerto izquierdo y 42.59mm a 194.7mm para el puerto derecho), esto se debe a que los puertos se encuentran de manera simétrica respecto

al eje central del simulador, por lo que los signos opuestos no indican una diferencia de comportamiento del sistema, sino refleja únicamente el sentido del desplazamiento y la simetría del movimiento lateral entre ambos puertos.

El eje Y no se ve afectado, ya que este representa la profundidad del instrumento, por lo que su rango de movimiento va de 0 a 72.088mm. Y finalmente Z que nos ayuda a determinar el desplazamiento vertical en un rango de -84.18mm a 128.9mm.

Posteriormente se incluyeron geometrías más complejas (triángulos y circunferencias, fig. 41), las cuales no fueron incluidas como métricas cuantitativas para la calibración; sin embargo, fueron empleadas como evidencia visual del comportamiento del sistema una vez calibrado, las cuales podemos observar en las figuras 42 a 45. Dichas pruebas permitieron observar el comportamiento del sistema en situaciones representativas a su uso final, es decir a pruebas técnicas y/o clínicas en las que ya existen diversas trayectorias y cambios de dirección.



Fig. 41 Pruebas circulo y triangulo.

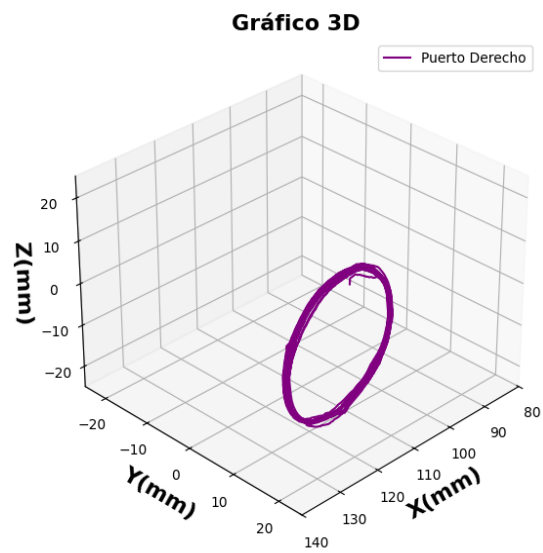
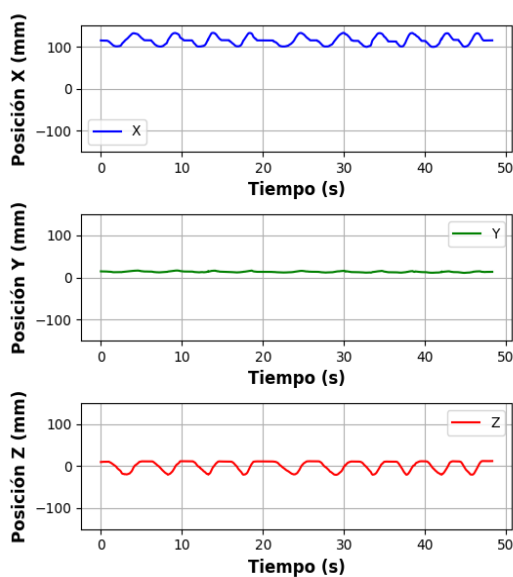


Fig. 42 Prueba circulo puerto derecho, visualización en Python

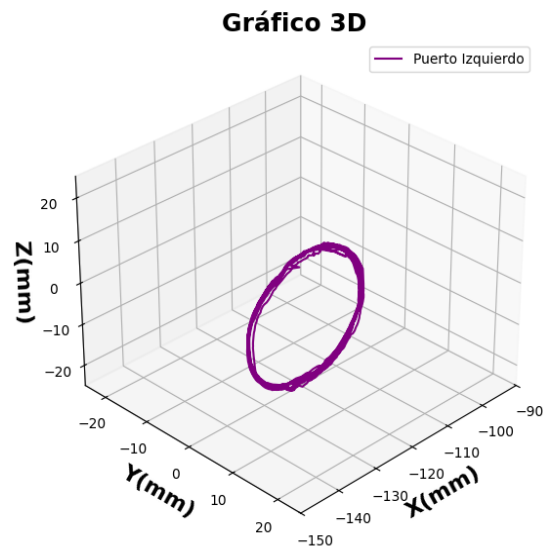
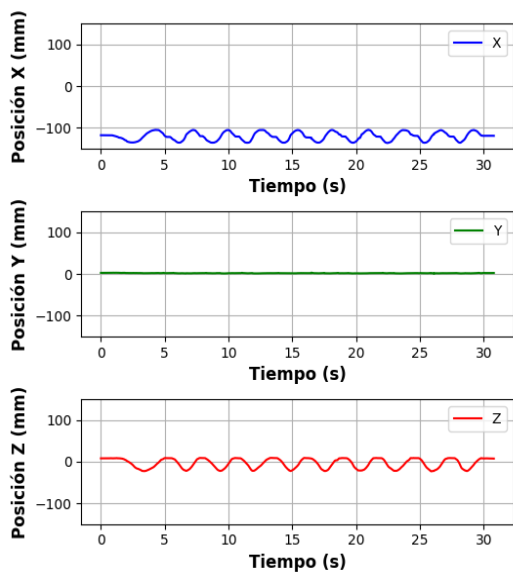


Fig. 43 Prueba circulo puerto izquierdo, visualización en Python

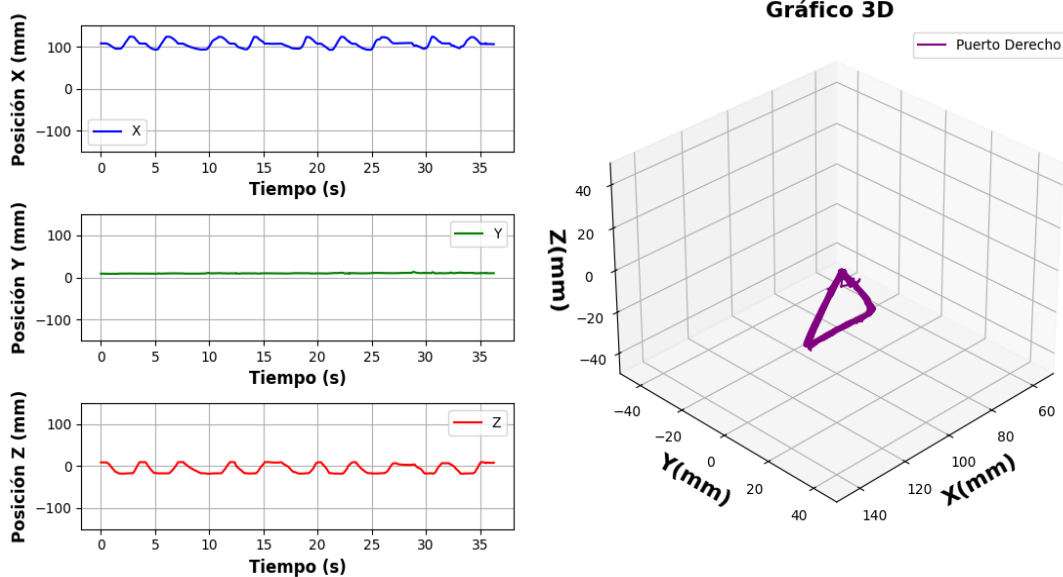


Fig. 44 Prueba triangulo puerto derecho, visualización en Python

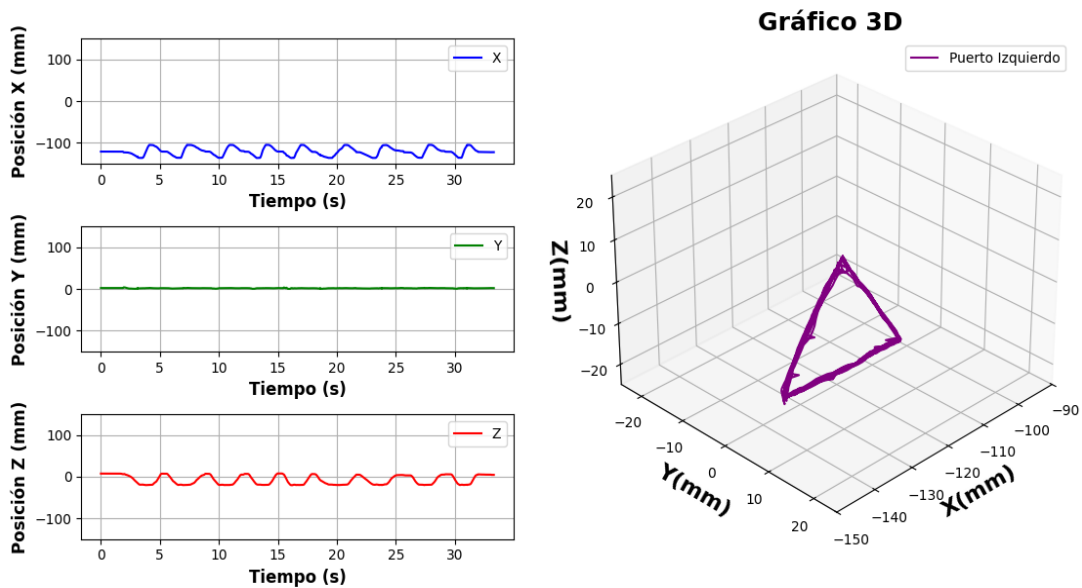


Fig. 45 Prueba triangulo puerto izquierdo, visualización en Python

Al igual que para las pruebas de calibración también se hizo el grafico mediante Matlab, para un mejor análisis visual de las diferentes trayectorias, figuras 46 y 47.

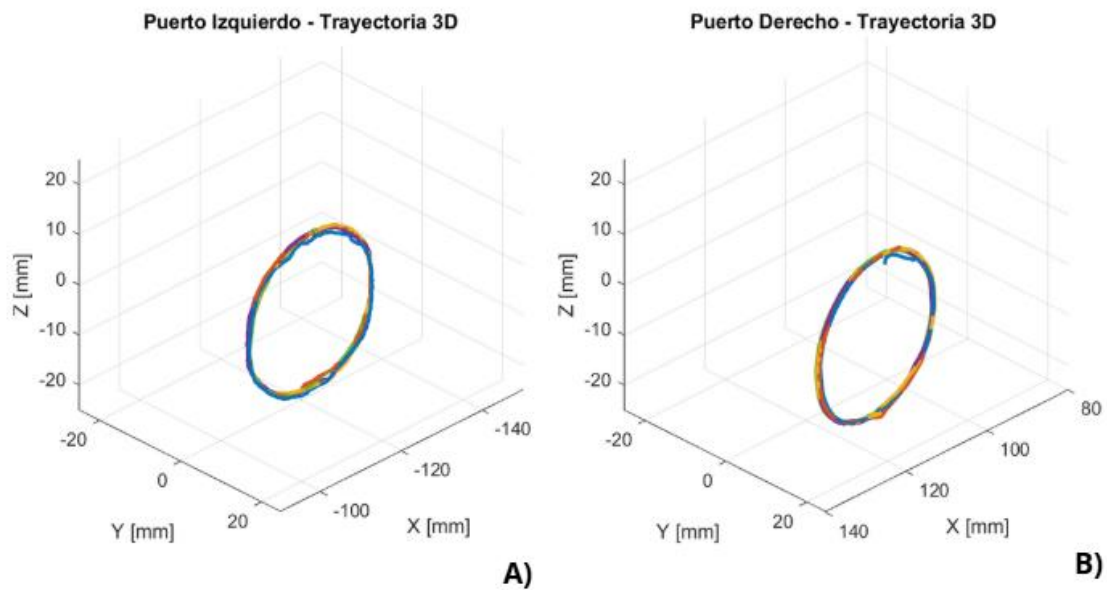


Fig. 46 Prueba circulo A) puerto izquierdo y B) puerto derecho, con visualización en Matlab

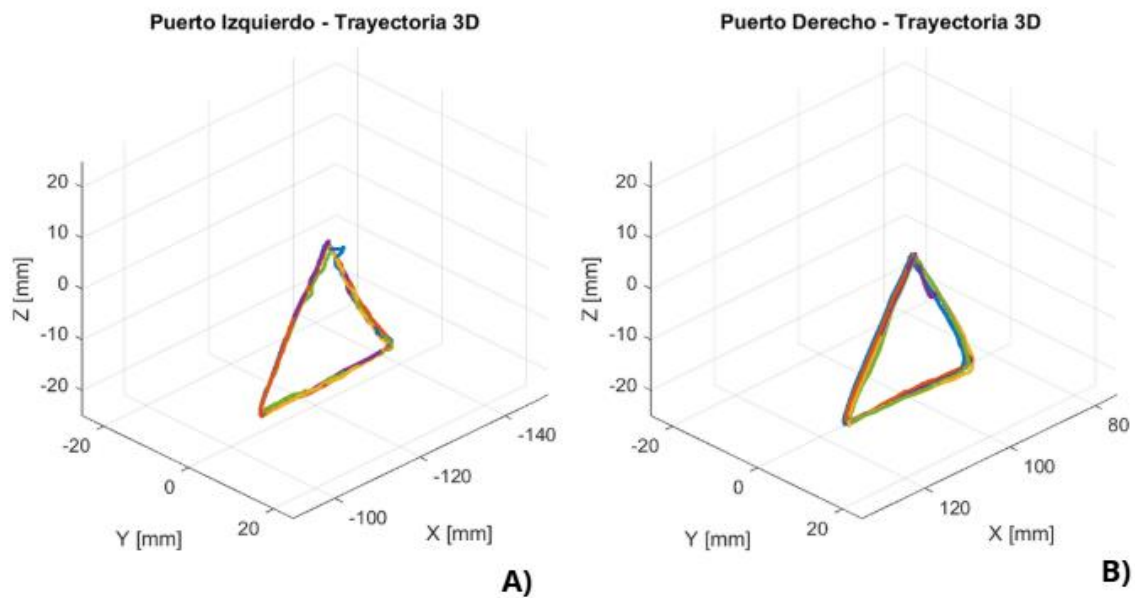


Fig. 47 Prueba triangulo A) puerto izquierdo y B) puerto derecho, con visualización en Matlab

Capítulo 7: Conclusiones

El objetivo principal de este proyecto fue diseñar y desarrollar un sistema electromecánico, basado en una articulación mecánica con instrumentación electrónica, capaz de capturar y registrar el movimiento del instrumental laparoscópico de 3mm de diámetro, comúnmente utilizado en cirugías de mínima invasión. Esta articulación mecánica guía al instrumental quirúrgico, respetando sus cuatro grados de libertad, replicando así su comportamiento en las CMI. La medición de dichos movimientos se realizó mediante instrumentación electrónica, basada en sensores AS5600 de efecto hall rotativos, los cuales ayudaron a determinar la orientación y posición de la punta del instrumental quirúrgico. Una interfaz gráfica de usuario desarrollada en Python es la encargada de capturar, almacenar y graficar los datos sensados, los cuales fueron esenciales para la calibración del sistema.

Durante la etapa de calibración se realizaron pruebas controladas mediante trayectorias lineales para cada eje (X, Y, Z) para ambos puertos (izquierdo y derecho), lo que permitió cuantificar parámetros como precisión y exactitud, donde se obtuvieron valores de $\pm 0.649\text{mm}$ y $\pm 1.623\text{mm}$ de máximo error, respectivamente. Adicional a esta calibración, se desarrollaron pruebas con figuras geométricas más complejas como círculos y triángulos, aunque estas trayectorias no fueron contempladas para un análisis estadístico, su implementación fue auxiliar como evidencia visual del sistema ante trayectorias más complejas y cambios de dirección, semejándose al uso real del sistema electromecánico. Este proyecto solo se limitó a la validación técnica de expertos desarrolladores de tecnologías implementadas a las CMI, por lo que no contemplo pruebas de validación clínica, es decir no se ha puesto a prueba en cirujanos residentes o estudiantes de medicina. No obstante, se tiene contemplado llevar a cabo dicha validación.

Como trabajo a futuro se considera realizar pruebas técnicas más exigentes al sistema, tales como tareas de transferencia de objetos, corte de patrones y sutura con nudos intracorpóreos dentro de la cavidad abdominal simulada. Asimismo, se contempla integrar sensores que ayuden a la detección de las fuerzas aplicadas, incorporar almacenamiento de videos de las pruebas realizadas y la adaptación del sistema al uso de los diversos instrumentales y no solo limitarlo a aquellos que son de 3mm de diámetro, todo con el objetivo de acercarse más a un entorno real y que a su vez, el sistema sea más amigable con el usuario.

Referencias

Porras-Hernández, J. D. (2016). Enseñanza y aprendizaje de la cirugía. *Investigación en Educación Médica*, 5(20). <https://doi.org/10.1016/j.riem.2016.05.008>

Sierra, J. M. (2005). Reflexiones sobre el pasado, presente y futuro de la cirugía. *Cirugía Española*, 78(6), 343–344. https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1137-66272005000600002

Sharma, D., & Wahba, R. (2024). Carbon Dioxide Embolism. In StatPearls [Internet]. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK539885/>

Abinaya, P., et al. (2024). Haptic based fundamentals of laparoscopic surgery. *Frontiers in Robotics and AI*. <https://doi.org/10.3389/frobt.2024.1363952>

Anderson, P. L., Lathrop, R. A., & Webster, R. J. III. (2016). Robot-like dexterity without computers and motors: A review of hand-held laparoscopic instruments with wrist-like tip articulation. *Expert Review of Medical Devices*, 13(7), 661–672. <https://doi.org/10.1586/17434440.2016.1146585>

Chmarra, M. K., Bakker, N. H., Grimbergen, C. A., & Dankelman, J. (2006). TrEndo, a device for tracking minimally invasive surgical instruments in training setups. *Sensors and Actuators A: Physical*, 126(2), 328–334. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2005.10.040>

Cuschieri, A. (1995). Whither minimal access surgery: Tribulations and expectations. *American Journal of Surgery*, 169(1), 9–19. [https://doi.org/10.1016/S0002-9610\(99\)80110-6](https://doi.org/10.1016/S0002-9610(99)80110-6)

Hagelsteen, P., Häggman-Henrikson, B., Thornell, L.-E., & Hirsch, J. M. (2016). Simball box for laparoscopic training with advanced 4D motion analysis of skills. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 11(6), 1073–1081. <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1327-4>

Shetty, P., Mayya, S., Karkera, N., & Shetty, S. (2019). Development of a novel low-cost laparoscopic simulator for surgical training. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques*, 29(5), 625–628. <https://doi.org/10.1089/lap.2018.0126>

Solis-Oviedo, C. J., Pérez Jiménez, F. J., Acuña Campos, J., Nájera Ríos, C. I., Bañuelos Saucedo, M. Á., & Pérez-Escamirosa, F. (2025). A 3D-printed hybrid portable simulator for skills training in arthroscopic knee surgery. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 239(4), 398–410. <https://doi.org/10.1177/09544119251328414>

Bold (corporativo). (2023). *Ficha técnica – Acrílico Bold (Español)* [Ficha técnica]. <https://institucional.bold.net/wp-content/uploads/2023/05/Ficha-Tecnica-Acrylic-Bold-Esp.pdf>

Arauco [México]. (s.f.). *Ficha técnica – Arauco Trupan (MDF)* [Ficha técnica]. https://mx.arauco.com/resources/download/MEXICO_FICHA_ARAUCO_TRUPAN

Polimertecnic. (2018, 07). *Ficha técnica – PVC espumado* [Ficha técnica]. https://www.polimertecnic.com/wp-content/uploads/2014/12/FTec-PVC_espumado_ES_180706.pdf

Color Plus 3D. (2020, noviembre). *PLA: Ficha técnica* [Ficha técnica]. <https://www.colorplus3d.com/wp-content/uploads/2020/11/PLA.pdf>

Plasticbages Industrial, S.L. (s.f.). *Características técnicas del PVC* [Ficha técnica en línea]. Recuperado de <https://www.plasticbages.com/caracteristicaspvc.html>

Formlabs. (2022, 29 de abril). *Using Flexible Resin V2* [Artículo técnico en línea]. Formlabs Support. <https://support.formlabs.com/s/article/Using-Flexible-Resin-V2?language=es>

Formlabs. (2024, 24 de enero). *Elastic 50A Resin V2 technical data sheet* [Ficha técnica]. Formlabs. <https://formlabs-media.formlabs.com/datasheets/2401869-TDS-ENUS.pdf>

Ultimaker (a través de RS Components). (2017, 16 de mayo). *Ficha de datos técnicos – PLA Ultimaker* [Ficha técnica]. RS Components. <https://docs.rs-online.com/7ade/0900766b81698006.pdf>

RLS Merilna Tehnika d.o.o. (2019). *RMB29 angular magnetic encoder module (Issue 7)*. https://www.rls.si/media/wysiwyg/PDF/RLS_CE_RMB.pdf

Bosch Sensortec. (2021, octubre). *BNO055 intelligent 9-axis absolute orientation sensor (Data sheet, Rev. 1.8, BST-BNO055-DS000-18)* [Ficha técnica]. Bosch Sensortec. <https://www.bosch-sensortec.com/media/boschsensortec/downloads/datasheets/bst-bno055-ds000.pdf>

Microchip Technology Inc. (2006). *PIC18F2455/2550/4455/4550 data sheet (DS39632C)* [Ficha técnica]. Chandler, AZ: Microchip Technology Inc.
<https://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39632c.pdf>

Texas Instruments. (2024, septiembre). *TCA9548A low-voltage 8-channel I²C switch with reset (Data sheet, Rev. H, SCPS207H)* [Ficha técnica]. Texas Instruments.
<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/tca9548a.pdf>