



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE QUITO

CARRERA DE MECATRÓNICA

**DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE ENTRENAMIENTO PARA ENDODONCIA
BASADO EN LA CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO HÁPTICO**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: CRISTOPHER ROBERTO COLLAGUAZO GARCIA

CARLOS IVAN FREIRE CHAMBA

TUTOR: BYRON RICARDO ZAPATA CHANCUSIG

Quito – Ecuador

2024

**I. CERTIFICADOS DE RESPONSABILIDAD Y AUDITORÍA DEL TRABAJO
DE TITULACIÓN**

Nosotros, Christopher Roberto Collaguazo Garcia, con documento de identificación N°0302623814 y Carlos Ivan Freire Chamba, con documento de identificación N°1750255851 manifestamos que:

Somos autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera parcial o de manera total el presente trabajo de titulación.

Quito, 02 de agosto del año 2024

Atentamente,



Christopher Roberto Collaguazo Garcia

0302623814



Carlos Ivan Freire Chamba

1750255851

**II. CERTIFICADOS DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL
TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA
SALESIANA**

Nosotros, Cristopher Roberto Collaguazo Garcia, con documento de identificación N°0302623814 y Carlos Ivan Freire Chamba, con documento de identificación N°1750255851, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Dispositivo tecnológico: “Desarrollo de un Simulador de Entrenamiento para Endodoncia Basado en la Construcción de un Dispositivo Háptico”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos el presente documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 02 de agosto del año 2024

Atentamente,



Cristopher Roberto Collaguazo Garcia

0302623814



Carlos Ivan Freire Chamba

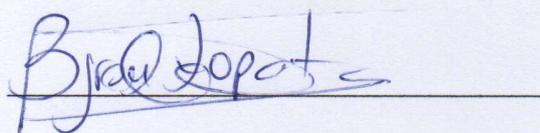
1750255851

III. CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Byron Ricardo Zapata Chancusig con documento de identificación N°172372487-6, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación DESARROLLO DE UN SIMULADOR DE ENTRENAMIENTO PARA ENDODONCIA BASADO EN LA CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO HÁPTICO, realizado por Carlos Ivan Freire Chamba, con documento de identificación N°1750255851 y Christopher Roberto Collaguazo Garcia, con documento de identificación N°0302623814, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Dispositivo tecnológico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 02 de agosto del año 2024

Atentamente,

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Byron Ricardo Zapata Chancusig', is written over a horizontal line.

Ing. Byron Ricardo Zapata Chancusig MSC.

172372487-6

IV. AGRADECIMIENTO

Quisiera expresar mi más profundo agradecimiento a Dios, a mis padres y a toda mi familia, así como a mi pareja, quienes me han brindado sabiduría y apoyo incondicional, guiándome en cada paso y alentándome para alcanzar mis metas. También quiero agradecer a la Universidad Politécnica Salesiana y a sus docentes, en especial a mis directores de tesis, quienes han sido fundamentales en mi formación profesional. A mis compañeros, ahora colegas, les agradezco su colaboración y apoyo. Nada de esto habría sido posible sin su ayuda. A todos, muchas gracias.

Cristopher Roberto Collaguazo Garcia

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que han contribuido a la realización de esta tesis. En primer lugar, agradezco a mis directores de tesis, cuyo conocimiento, orientación y apoyo constante fueron fundamentales para el desarrollo de este trabajo.

Agradezco también a mis profesores y mentores por compartir su experiencia y sabiduría, así como por sus valiosas sugerencias y comentarios a lo largo del proyecto. Su compromiso con la excelencia académica ha sido una fuente de inspiración. A mis compañeros de estudio, gracias por su colaboración y por los momentos de aprendizaje compartido. Su compañerismo y apoyo fueron esenciales durante todo el proceso. A mi familia, por su amor incondicional, paciencia y apoyo emocional, especialmente en los momentos más desafiantes. Sin su comprensión y sacrificios, este logro no habría sido posible. También quiero expresar mi gratitud a las instituciones y entidades que proporcionaron los recursos necesarios para la realización de esta investigación, así como a los participantes del estudio por su disposición y colaboración.

Finalmente, agradezco a todos aquellos que, de una manera u otra, contribuyeron al éxito de esta tesis. Sus contribuciones, ya sean grandes o pequeñas, han sido invaluable. Gracias a todos por hacer posible este proyecto.

Carlos Ivan Freire Chamba

V. DEDICATORIA

Dedico este proyecto a mis padres, Roberto Collaguazo y Fani Garcia, quienes, a pesar de la distancia, siempre han demostrado que el trabajo duro da resultados. A mi hermano Elvis Collaguazo, quien ha sido una figura paterna e inspiración, motivándome y apoyándome en los momentos más difíciles. A mis abuelos, Manuel Garcia e Ilda Padilla, por su comprensión, paciencia y apoyo. También a mis primos, familiares, pareja, amigos, docentes y a todos aquellos que me han brindado su apoyo, ya sea directa o indirectamente. Su ayuda ha sido fundamental para alcanzar este logro en mi vida.

Cristopher Roberto Collaguazo Garcia

Dedico esta tesis, con todo mi amor y gratitud:

A mi familia, por su incondicional apoyo, sacrificios y fe en mí. Su ejemplo de trabajo duro y perseverancia ha sido mi mayor inspiración. A mis profesores y mentores, cuya guía y sabiduría han sido fundamentales en mi camino académico y profesional. Gracias por creer en mí y por sus invaluable enseñanzas. A la mujer que amo, Mali Alejandra, quien me dado su cariño y apoyo en los momentos que más he necesitado, siendo un pilar importante en mi vida. Y, finalmente, A mis amigos, por su comprensión, paciencia y apoyo a lo largo de este viaje.

Esta tesis es un reflejo del esfuerzo colectivo y el amor de todas las personas que me rodean. A todos ustedes, les dedico este trabajo con profunda gratitud y cariño.

Carlos Ivan Freire Chamba

ÍNDICE

I. CERTIFICADOS DE RESPONSABILIDAD Y AUDITORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	2
II. CERTIFICADOS DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA	3
III. CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN.....	4
IV. AGRADECIMIENTO	5
V. DEDICATORIA	6
RESUMEN	16
ABSTRACT.....	17
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
JUSTIFICACIÓN	19
OBJETIVOS	20
OBJETIVO GENERAL.....	20
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	20
CAPÍTULO I	21
1.1 La Pulpa Dental	21
1.1.1 Funciones de la pulpa dental.....	22
1.1.2 Problemas Pulpares	22
1.2 Endodoncia.....	24
1.3 Técnicas de endodoncia	25
1.3.1 Fases de la endodoncia.....	26
1.3.2 Materiales de obturación.....	27
1.4 Herramientas pedagógicas para prácticas de endodoncia	27

1.5	Simuladores físicos para práctica de Endodoncia	29
1.5.1	Modelos 3D impresos para práctica endodóntico	30
1.5.2	Usos de dientes obtenidos en impresión 3D para la práctica de la endodoncia.....	31
1.6	Software para enseñanza de endodoncia	32
1.7	Realidad virtual para enseñar anatomía radicular	33
1.8	Tecnología Háptica	34
1.8.1	Aplicaciones de los dispositivos hápticos	35
CAPÍTULO II		37
ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS		37
2.1	Alternativas de solución	37
2.1.1	Alternativa 1	37
2.1.2	Alternativa 2	38
2.1.3	Alternativa 3	38
2.1.4	Análisis de alternativas	39
2.2	Alternativas de microcontroladores para el diseño del dispositivo háptico	40
2.2.1	Alternativa 1 - Raspberry	40
2.2.2	Alternativa 2 - STM32	41
2.2.3	Alternativa 3 - Arduino	41
2.2.4	Análisis de alternativas de Microcontroladores	41
2.3	Alternativa de materiales para el diseño del dispositivo háptico	43
2.3.1	Alternativa 1 - PLA	43
2.3.2	Alternativa 2 - PETG	43
2.3.3	Alternativa 3 - Grillon	43

2.3.4	Análisis de alternativas de material	44
CAPÍTULO III.....		46
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN		46
3.1	Diseño Mecánico.....	46
3.1.1	Diseño del mecanismo	51
3.1.2	Estudio de movimiento del mecanismo	58
3.1.2.1	Diagrama de desplazamiento	58
3.1.2.2	Diagrama de factor de seguridad.....	62
3.1.1	Factor de seguridad determinado matemáticamente.....	65
3.2	Diseño Electrónico	66
3.2.1	Esquema Electrónico	66
3.2.2	Curva característica del acelerómetro MPU6050	68
3.2.3	Curva característica del potenciómetro.....	71
3.2.4	Diagramas de flujo.....	71
3.3	Modelado de sólidos.....	73
3.4	Simulador en Unity 3D	76
3.5	Comunicación entre Arduino con Unity	80
CAPÍTULO IV.....		82
ANÁLISIS Y RESULTADOS		82
4.1	Gráficas de movimiento del dispositivo.....	82
4.1.1	Acelerómetro MPU 6050.....	82
4.1.2	Potenciómetro	85
4.2	Posición del dispositivo háptico vs posición del simulador.....	86

4.3	Costos de implementación del prototipo.....	90
4.3.1	Costos implicados en diseño.....	90
4.3.2	Costos implicados en diseño mecánico.....	91
4.3.3	Gastos afrontados diseño electrónico.....	93
4.3.4	Gastos afrontados Prototipado.....	94
4.3.5	Precio total.....	95
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		97
CONCLUSIONES.....		97
RECOMENDACIONES.....		99
BIBLIOGRAFÍA.....		100
ANEXOS.....		105
Anexo 1.	Plano del pasador del acople de la herramienta.....	105
Anexo 2.	Plano del primer acople.....	106
Anexo 3.	Plano del buje.....	107
Anexo 4.	Plano del segundo acople.....	108
Anexo 5.	Plano de la primera base.....	109
Anexo 6.	Plano de la segunda base.....	110
Anexo 7.	Plano de la tercera base.....	111
Anexo 8.	Plano del primer eslabón.....	112
Anexo 9.	Plano del segundo eslabón.....	113
Anexo 10.	Plano del tercer eslabón.....	114
Anexo 11.	Plano del eslabón del potenciómetro.....	115
Anexo 12.	Plano del Pleuel en espejo (soporte y centralizador).....	116

Anexo 13.	Plano del Pleuel (soporte y centralizador).....	117
Anexo 14.	Plano del soporte de la base.	118
Anexo 15.	Plano del estabilizador frontal.....	119
Anexo 16.	Plano del estabilizador posterior.	120
Anexo 17.	Plano de primer Triplate (soporte de los eslabones).	121
Anexo 18.	Plano de segundo Triplate (soporte de los eslabones).	122
Anexo 19.	Plano del manipulador de la herramienta.....	123
Anexo 20.	Plano de la herramienta lápiz.	124

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Afección de pulpa dental [6].....	21
Figura 2.	Técnica estándar endodoncia [12].	26
Figura 3.	Simulador físico a base de yeso y dientes [14].	28
Figura 4.	Simulador semi virtual “EndoVR” [15].....	28
Figura 5.	Modulo Endo bloque [14].....	30
Figura 6.	Diente impreso 3D en resina para práctica de endodoncia [15].	30
Figura 7.	Software de simulación dental [22].	33
Figura 8.	Proceso CBCT [23].....	34
Figura 9.	Simulador dental Virteasy Dental V2 [29].	38
Figura 10.	Simulador háptico UniSim [30].....	38
Figura 11.	Simulador basado en realidad viruta Neuro Rehab [31].	39
Figura 12.	Mecanismo (4GDL).....	46
Figura 13.	Gráfica de fuerza de torsión del acople de la herramienta [N * mm].	53
Figura 14.	Gráfica de fuerza de torsión de la base [N * mm].	53
Figura 15.	Acople de la herramienta.	54
Figura 16.	Base del dispositivo háptico.....	56
Figura 17.	Diagrama de desplazamiento de la herramienta (Lápiz).....	59
Figura 18.	Diagrama de desplazamiento del acople de la herramienta.	59
Figura 19.	Diagrama de desplazamiento del manipulador.	60
Figura 20.	Diagrama de desplazamiento del eslabón 2.	60
Figura 21.	Diagrama de desplazamiento del eslabón 1.	61
Figura 22.	Diagrama de desplazamiento del eslabón del potenciómetro.	61

Figura 23.	Diagrama de factor de seguridad de la herramienta (Lápiz).....	62
Figura 24.	Diagrama de factor de seguridad del acople de la herramienta.	62
Figura 25.	Diagrama de factor de seguridad del manipulador.	63
Figura 26.	Diagrama de factor de seguridad del eslabón 2.	63
Figura 27.	Diagrama de factor de seguridad del eslabón 1.	64
Figura 28.	Diagrama de factor de seguridad del eslabón del potenciómetro.	64
Figura 29.	Esquema electrónico.	67
Figura 30.	Ángulos de referencia YPR [39].	69
Figura 31.	Gráfica de medición del acelerómetro MPU6050 [40].	69
Figura 32.	Gráfica de evolución de las variables YPR [41].	70
Figura 33.	Representación gráfica de diferentes características de potenciómetros [42].	71
Figura 34.	Diagrama de flujo de programa Arduino.	72
Figura 35.	Medidas tomadas en cuenta para modelado [43].	73
Figura 36.	Escala milímetros diente [44]	74
Figura 37.	Segundo molar mandibular modelado en Blender.....	74
Figura 38.	Cavidad pulpar del segundo molar mandibular modelado en Blender.	76
Figura 39.	Pantalla de presentación del simulador.....	76
Figura 40.	Pantalla de selección de nivel del simulador.	77
Figura 41.	Pantalla de metodología del proceso a practicar del simulador.....	77
Figura 42.	Primer nivel del simulador.....	78
Figura 43.	Pantalla de pausa del simulador.....	78
Figura 44.	Diagrama de flujo del funcionamiento del simulador.....	79
Figura 45.	Diagrama de flujo Unity.	80

Figura 46.	Rango del movimiento en el eje X.....	83
Figura 47.	Rango del movimiento en el eje Y.....	84
Figura 48.	Rango de movimiento del potenciómetro.....	85
Figura 49.	Control del simulador mediante el dispositivo háptico.....	89

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Análisis de alternativas.....	39
Tabla 2.	Análisis de alternativas de microcontroladores.....	42
Tabla 3.	Análisis de alternativas de material.....	44
Tabla 4.	Especificación del mecanismo.....	47
Tabla 5.	Propiedades Mecánicas filamento [38].....	52
Tabla 6.	Propiedades físicas mecanismo.....	58
Tabla 7.	Factor de seguridad calculado.....	65
Tabla 8.	Componentes electrónicos requeridos.....	68
Tabla 9.	Segundo molar inferior [45].....	75
Tabla 10.	Rangos de movimiento en el dispositivo Háptico.....	86
Tabla 11.	Posición del dispositivo háptico vs posición del simulador.....	86
Tabla 12.	Detalle gastos diseño.....	90
Tabla 13.	Detalles gastos diseño mecánico.....	91
Tabla 14.	Detalles Gastos diseño electrónico.....	93
Tabla 15.	Detalles Gastos prototipado.....	94
Tabla 16.	Tabla resumen de Gastos.....	95

RESUMEN

En este documento se detalla el desarrollo de un simulador de endodoncia basado en un dispositivo háptico utilizando Unity como plataforma principal. Se crearon modelos detallados de estructuras anatómicas, como el segundo molar mandibular, utilizando Blender, junto con la integración de herramientas y texturas para una experiencia visual realista.

El control del simulador se realizó mediante un dispositivo físico externo de 4 grados de libertad (GDL), fabricado en PLA mediante impresión 3D. Este dispositivo incluye un acelerómetro MPU 6050 y un potenciómetro, gestionados por un Arduino Nano programado en el entorno de desarrollo Arduino.

La integración de modelos 3D, herramientas interactivas y texturas en Unity facilitó la creación de un entorno virtual inmersivo que simula condiciones y procedimientos específicos. La combinación de Blender para el modelado, Unity para la simulación y el control háptico mediante Arduino aseguró un simulador completo y funcional para aplicaciones en educación y entrenamiento médico.

Este enfoque interdisciplinario subraya la viabilidad técnica del proyecto, destacando su potencial para mejorar la experiencia educativa y de entrenamiento en entornos médicos. La utilización de tecnologías modernas permite simular interacciones complejas de manera precisa y efectiva, demostrando su valor en la formación de profesionales de la salud y la práctica médica.

Palabras claves: Arduino, Unity, Blender, Háptica, simulador, desarrollo de software, endodoncia.

ABSTRACT

This document details the development of an endodontic simulator based on a haptic device using Unity as the primary platform. Detailed models of anatomical structures, such as the second mandibular molar, were created using Blender, along with the integration of tools and textures for a realistic visual experience.

The simulator was controlled using an external physical device with 4 degrees of freedom (DOF), manufactured in PLA via 3D printing. This device includes an MPU 6050 accelerometer and a potentiometer, managed by Arduino Nano programmed in the Arduino development environment.

The integration of 3D models, interactive tools, and textures in Unity facilitated the creation of an immersive virtual environment that simulates specific conditions and procedures. The combination of Blender for modeling, Unity for simulation, and haptic control via Arduino ensured a complete and functional simulator for applications in medical education and training.

This interdisciplinary approach underscores the technical feasibility of the project, highlighting its potential to enhance educational and training experiences in medical settings. The use of modern technologies allows for precise and effective simulation of complex interactions, demonstrating its value in healthcare professional training and medical practice.

Keywords: Arduino, Unity, Blender, Haptic, simulator, Software development, Endodontics.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

PROBLEMA DE ESTUDIO

Como todas las ramas de la medicina, en la odontología sus procedimientos requieren ser sumamente precisos para lo cual los preprofesionales deben realizar varios ejercicios de simulación antes de realizar el procedimiento. Debido a que la endodoncia es un caso recurrente, se han desarrollado diferentes alternativas para realizar prácticas y capacitar a los estudiantes [1], entre estas las más conocidas son:

- **Simuladores físicos:** En la endodoncia utilizan yeso y dientes reales, por lo que solo pueden realizar el procedimiento a seguir, pero no tienen forma de saber si llegan a dañar el sistema nervioso [1].
- **Los simuladores semivirtuales:** tienen la característica de ser versátiles, precisos y fiables lo que permite a los estudiantes centrarse en el aspecto de la realidad que van a estudiar, pero estos resultan ser altamente costosos [2].
- **Los simuladores virtuales:** son escasos y siguen en investigación, pero prometen ser fiables debido a que se están adaptando dispositivos hápticos, lo cual ofrecen a los aspirantes a endodoncistas prepararse sin necesidad de utilizar simuladores físicos, los cuales en mayor parte son costos o ineficientes. Este método de aprendizaje no es muy costoso como un simulador semivirtual, pero promete ser en cierta parte igualmente eficaz [3].

JUSTIFICACIÓN

En Ecuador se siguen utilizando en gran medida los simuladores físicos los cuales demuestran variar su exactitud debido a los materiales, esto ha causado que los preprofesionales en esta área no cuenten con los conocimientos necesarios para llevar cabo una operación eficiente tras haber culminado sus estudios [4].

De tener acceso a un simulador virtual el estudiante podrá realizar la cantidad de simulaciones que se requieran, para ganar la confianza al realizar una operación de prueba antes de llevar a cabo un procedimiento que involucre la salud de un paciente.

Por estas razones se plantea la realización de un simulador de endodoncia basado en dispositivos hápticos, el cuál permita reducir los costos a comparación de otros simuladores. Además, con el diseño de este dispositivo se pretende mejorar la habilidad de los practicantes para disminuir el error humano.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un simulador de entrenamiento para endodoncia basado en la construcción de un dispositivo háptico.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar el estado del arte referente a simuladores basados en sensores hápticos para obtener parámetros de construcción.
- Desarrollar el simulador de endodoncia mediante un software apropiado para la interfaz con el prototipo.
- Diseñar un dispositivo háptico para el control y manipulación del simulador.
- Realizar pruebas del dispositivo para validar su funcionamiento.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

El primer capítulo tiene como objetivo ofrecer una sólida introducción a los problemas dentales relacionados con la pulpa dental y técnicas de endodoncia.

1.1 La Pulpa Dental

Conocida erróneamente como "nervio", constituye la porción interna de los dientes, compuesta por tejido blando, vasos sanguíneos y nervios. A pesar de estar resguardada por capas duras como el esmalte y la dentina para prevenir la penetración de agentes patógenos, cualquier lesión o infección puede desencadenar dolor, inflamación y otros síntomas. En algunas ocasiones, estas defensas de la pulpa pueden debilitarse, permitiendo que el daño alcance el interior de los dientes, resultando en pulpitis o inflamación de la pulpa dental [5].

El conducto radicular, que se prolonga desde la cavidad pulpar hasta la raíz del diente, se conecta con el tejido de soporte del diente, conocido como periodonto. A través del foramen apical, los vasos sanguíneos y los nervios ingresan y salen del diente, estableciendo una comunicación entre la pulpa y el tejido circundante. Desde una perspectiva clínica, esta conexión es de suma importancia, puesto que, como se ilustra en la figura 1, permite la difusión de la inflamación desde la pulpa dental hacia el tejido periodontal adyacente [6].



Figura 1. Afección de pulpa dental [6]

1.1.1 Funciones de la pulpa dental

Sus principales funciones son:

- **Mantener la vitalidad del diente:** La principal función es preservar la vitalidad del molar. Aunque su pérdida durante un procedimiento endodóntico no implica necesariamente la pérdida del diente, significa que el diente perderá su sensibilidad, pero conservará su estructura [7].
- **Protección y reparación de los dientes:** La pulpa dental actúa como un sistema de alerta, respondiendo a estímulos como calor, frío, presión, y a procedimientos odontológicos que afectan la dentina o provocan caries. Este mecanismo envía señales de alerta ante posibles daños al diente, lo que induce la formación de dentina reactiva para protegerlo y contribuir así a mantener su vitalidad [7].
- **Inicio de la formación dental:** Además, la pulpa dental desempeña un papel fundamental en el inicio del desarrollo del diente. Interactúa con los tejidos circundantes durante el desarrollo inicial del diente, proporcionándole nutrición hasta su completa formación y contribuyendo activamente a la creación de dentina [7].

1.1.2 Problemas Pulpares

Las afecciones en la pulpa dental pueden originarse por diversas razones:

- **Causas infecciosas:** Las bacterias implicadas en la formación de caries son una de las principales causas.
- **Factores físicos:** Estos pueden incluir cambios bruscos de temperatura o presión, lesiones traumáticas, y en ciertos casos, exposición a agentes eléctricos o radioactivos.
- **Factores químicos:** La exposición a sustancias tóxicas puede también desencadenar problemas pulpares.
- **La inflamación de pulpa:** conocida como pulpitis dental, suele ser provocada principalmente por la aparición de caries. Si la inflamación es insignificante, es posible que

sea reversible; sin embargo, si es grave, la pulpa puede perder su vitalidad, lo que incluso puede llevar a la formación de un absceso si no se maneja adecuadamente.

Además, de la caries, las lesiones dentales o el bruxismo consiguen debilitar las capas externas del diente, exponiendo así la pulpa dental a posibles lesiones [8].

1.1.1 Pulpitis Reversible

La pulpitis es una de las afecciones más frecuentes en la pulpa dental, la caracteriza la inflamación de esta parte del diente. La pulpitis puede presentarse en forma aguda, con síntomas notorios, o de manera crónica, con síntomas más leves [8].

Los pacientes que experimentan pulpitis reversible se encuentran en las fases tempranas del padecimiento, generalmente en estos casos puede revertirse. La pulpitis causa la dilatación de los vasos sanguíneos en la pulpa dental [8].

Los pacientes con pulpitis reversible aguda pueden experimentar sensibilidad dental ante cambios de temperatura, aunque esta sensibilidad se manifiesta únicamente en respuesta a estímulos específicos, como beber una bebida fría. Por otro lado, los pacientes con pulpitis reversible crónica suelen presentar pocos o ningún síntoma, aparte de una inflamación que puede causar molestias localizadas al masticar. Tratamiento: En estos casos, la resolución de la afección suele ocurrir al tratar la causa subyacente que ha provocado la inflamación en la pulpa dental [8].

1.1.2 Pulpitis Irreversible

Se manifiesta cuando la inflamación en la pulpa ha alcanzado un nivel en el que su regeneración es imposible. En los casos de pulpitis irreversible, el dolor tiende a persistir a pesar de que se eliminan las causas que lo originaron [9].

Los síntomas de la pulpitis irreversible suelen ser intensos y persistentes, reflejando el grado de afectación de la pulpa. Tratamiento: Es crucial tratar la pulpitis irreversible para prevenir que

progrese hacia una necrosis pulpar. Por lo general, se aborda mediante procedimientos como la endodoncia o la pulpectomía total [9].

1.1.3 Necrosis Pulpar

La necrosis pulpar puede manifestarse en forma total o parcial, dependiendo del grado de afectación de la pulpa. Por lo general, es el resultado final de un proceso inflamatorio crónico. Puede ser desencadenada por la acción bacteriana en casos de origen infeccioso, o debido a la interrupción del flujo sanguíneo, especialmente en casos de traumatismos [10].

Dado que la pulpa es extremadamente sensible, cualquier daño crónico en este tejido puede conducir a la necrosis, lo que resulta en la pérdida de vitalidad del diente. El tratamiento consta de evitar a toda costa la infección de otros tejidos circundantes, por lo que generalmente se opta por realizar una endodoncia para eliminar la pulpa necrótica [10].

1.2 Endodoncia

El término endodoncia, derivado de las palabras "ende" (interior) y "odontos" (diente), se refiere a un procedimiento médico que implica la eliminación del tejido pulpar inflamado o infectado, seguido de su relleno para restaurar la funcionalidad del diente y mantenerlo en su lugar dentro del alveolo dental. Este procedimiento también es conocido como tratamiento de conducto [11].

La terapia endodóntica consiste en la extracción completa de la pulpa dental y se aplica en casos de dientes fracturados o con caries profundas que dañan la pulpa, condición conocida como pulpitis. Esta patología es irreversible, lo que hace necesario remover la pulpa y sellar tridimensionalmente el conducto radicular. La pulpitis generalmente se origina por caries extensas que alcanzan la pulpa, provocando una infección que se manifiesta con un dolor persistente, el cual se agrava con la exposición a estímulos fríos, calientes, dulces o ácidos [11].

Sin embargo, la endodoncia no siempre es la mejor opción para dientes con pulpa necrótica o lesiones irreversibles. En estas situaciones, la extracción del diente puede ser necesaria cuando la restauración no es viable debido a reabsorciones dentales significativas, perforaciones en las

raíces, fracturas verticales o enfermedad periodontal severa. Asimismo, en dientes que no poseen valor estético o funcional, como las muelas del juicio sin dientes oponentes para la masticación, la extracción puede considerarse una alternativa razonable [11].

La necesidad de una endodoncia surge cuando la pulpa dental sufre una rápida descomposición del tejido de soporte del diente afectado. El dolor de origen endodóntico y el deterioro del tejido pulpar son primariamente causados por procesos inflamatorios. La caries avanzada puede afectar el nervio del diente, llevando a su infección y resultando en una necrosis pulpar, también llamada "muerte del nervio del diente". La inflamación de la pulpa dental, conocida como pulpitis, puede ser reversible o irreversible. La pulpitis reversible puede ser tratada eliminando el agente inflamatorio, como las caries, mientras que la irreversible requiere una endodoncia para aliviar el dolor y preservar el diente original del paciente [12].

1.3 Técnicas de endodoncia

La limpieza del sistema de conductos radiculares consiste en eliminar bacterias, restos de tejido necrótico y otros elementos, con el objetivo de lograr la máxima limpieza posible del conducto. Aunque la esterilización completa no es alcanzable, se enfoca en la limpieza del conducto principal de cada raíz, ya que por la cantidad numerosa de conductos accesorios llegan a ser inaccesibles para la instrumentación biomecánica, sin embargo, pueden ser alcanzados por las soluciones irrigadoras medicadas [12].

La obturación tridimensional del conducto radicular se lleva a cabo con una forma y dimensión adecuada, siguiendo una conicidad desde la corona hasta el ápice del diente. Se establece un tope oclusal para asegurar que el relleno esté ajustado a la longitud de trabajo, es decir, que se adapte perfectamente a la longitud de la raíz. Además, se respeta la morfología original del conducto durante este proceso [12].

El objetivo final es lograr un sellado completo del tercio apical y del resto del canal. Los cementoblastos producirán cemento para cerrar el ápice, lo que contribuirá al éxito histológico de

la terapia de conducto radicular [12]. En la figura 2, se ilustra la técnica estándar del proceso de endodoncia.



Figura 2. Técnica estándar endodoncia [12].

1.3.1 Fases de la endodoncia

Durante todo proceso que requiera endodoncia es esencial determinar el caso que se va a tratar por lo que se tiene un procedimiento estandarizado para validarlo, es esencial confirmar si la lesión ha tocado la pulpa y como resultado ha causado un daño irreversible, asimismo, proporciona información valiosa sobre la anatomía, el número de raíces y la presencia de otras afecciones que pudiesen impedir el procedimiento [13].

Las principales fases son:

- **Conductimetría:** Utilizando métodos convencionales, como limas o dispositivos electrónicos como el localizador electrónico de ápice (LEA), se determina la distancia hasta el ápice del diente, y se confirma mediante radiografías de conductimetría [13]. Esto es necesario para validar si el diente es apto para una endodoncia, se revisa la forma de los conductos radiculares y el avance de la necrosis pulpar.
- **Obturación:** Radica en sustituir el contenido patológico de los canales radiculares por materiales inactivos que sean tolerados por los tejidos circundantes, o empastar el diente, esto con el fin de reemplazar la pulpa dental dañada por la infección, con un material inerte para prevenir futuras infecciones [13].

- **Control:** Al finalizar el procedimiento, se realiza una radiografía para verificar que los conductos radiculares estén completamente rellenos y que tengan una longitud adecuada [13].

1.3.2 Materiales de obturación

El material ideal debe ser de fácil manipulación y tener un tiempo de fraguado adecuado. Además, debe ser altamente adherente, insoluble, estable, fácilmente removible con disolventes, resistente a la pigmentación, biocompatible, no cancerígeno y capaz de proporcionar un sellado tridimensional efectivo [13].

El material más común utilizado actualmente es la gutapercha, el cual es un material derivado del caucho natural, obtenido de la resina de los árboles del género *Palaquium*, nativos del sudeste asiático. Existen diversas variedades de gutapercha dental, dependiendo de los aditivos y métodos de procesamiento utilizados [13].

1.4 Herramientas pedagógicas para prácticas de endodoncia

Existen varias alternativas para la práctica pedagógica de endodoncia que pueden complementar o incluso sustituir el aprendizaje tradicional.

- **Simuladores de endodoncia:** Los simuladores ofrecen una experiencia práctica realista sin necesidad de trabajar en pacientes reales. Estos simuladores pueden incluir modelos dentales con raíces y conductos radiculares, así como herramientas y equipos similares a los utilizados en un entorno clínico. Permiten a los estudiantes practicar técnicas de endodoncia, como la preparación del conducto radicular y la obturación, en un entorno controlado y seguro [14]. En la figura 3, se presenta un ejemplo de un simulador físico el cual es comúnmente utilizado como método pedagógico para las prácticas de endodoncia.



Figura 3. Simulador físico a base de yeso y dientes [14].

- **Software de simulación virtual:** Los programas de simulación virtual permiten a los estudiantes practicar procedimientos de endodoncia en una pantalla de computadora. Estos programas pueden ofrecer casos clínicos interactivos, imágenes en 3D de dientes y conductos radiculares, y la oportunidad de realizar procedimientos virtuales como la preparación del conducto y la obturación. Proporcionan retroalimentación inmediata y pueden ser una herramienta útil para el aprendizaje autodirigido [15]. En la figura 4, se presenta un ejemplo de un simulador semi virtual.



Figura 4. Simulador semi virtual “EndoVR” [15].

- **Sesiones de aprendizaje basadas en casos:** Las sesiones de aprendizaje basadas en casos permiten a los estudiantes trabajar en casos clínicos reales o simulados bajo la supervisión

de un instructor. Los estudiantes pueden discutir y planificar el tratamiento de casos clínicos de endodoncia, y luego realizar procedimientos prácticos en un entorno clínico simulado o en pacientes reales. Esto proporciona una experiencia práctica significativa y fomenta el desarrollo de habilidades clínicas y de toma de decisiones [16].

1.5 Simuladores físicos para práctica de Endodoncia

Son herramientas educativas comúnmente utilizadas para la práctica de endodoncia en estudiantes, existen varios tipos. Los simuladores físicos suelen incluir modelos dentales que reproducen con precisión la anatomía de los dientes humanos, incluyendo las raíces y los conductos radiculares. Estos modelos pueden ser fabricados con materiales similares a los tejidos dentales naturales para proporcionar una experiencia lo más realista posible. Uno de los principales beneficios de los simuladores físicos de endodoncia es que proporcionan un entorno de aprendizaje seguro donde los estudiantes pueden practicar procedimientos sin riesgo para los pacientes. Esto les permite adquirir confianza y habilidades antes de trabajar en pacientes reales en un entorno clínico [17].

Es común el uso de módulos simuladores de dientes para endodoncia, también conocidos como Endo bloques, son módulos dicóticos hechos a partir de acrílico, los cuales buscan simular diferentes configuraciones y casos de los conductos radiculares, permiten la práctica de la fase de preparación de los conductos, limado de conductos y obturación [14].

Dentro de sus ventajas es que, al ser de acrílico, se puede visualizar a través del módulo, permitiendo ver la configuración de los conductos radiculares, por lo que se puede ver la entrada de las limas a los conductos y visualizar la profundidad que se va a introducir, siendo un método barato y común para realizar las primeras prácticas de endodoncia a nivel mundial. En Quito, Ecuador se pueden encontrar en la tienda “Dental Pérez Avilés Cía. Ltda.”, a fecha actual teniendo un precio de 5,60\$ [14]. En la figura 5 se presenta el módulo ofertado por la empresa Dental Pérez Avilés Cía. Ltda.



Figura 5. Modulo Endo bloque [14].

1.5.1 Modelos 3D impresos para práctica endodóntico

Los modelos dentales utilizados para el entrenamiento en endodoncia son réplicas fabricadas mediante tecnología de impresión 3D, las cuales imitan las anatomías o condiciones patológicas observadas en pacientes reales. Estos modelos facilitan la práctica y el aprendizaje, proporcionando una experiencia lo más realista posible. Son capaces de reproducir con precisión y a escala real la estructura ósea de la mandíbula o el maxilar humano [15]. En la figura 6, se presenta un ejemplo de un diente impreso en una impresora 3D de resina.

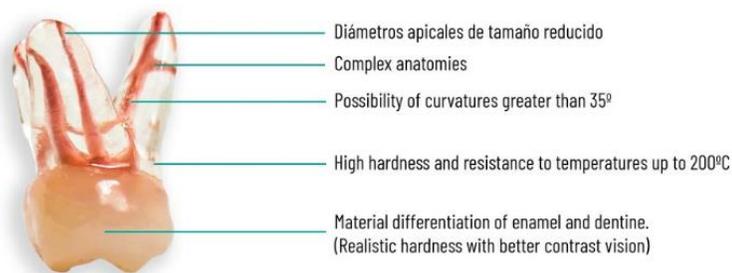


Figura 6. Diente impreso 3D en resina para práctica de endodoncia [15].

El propósito de utilizar estos modelos se centra en facilitar la preparación de los alumnos en todos los niveles académicos (ya sea en cursos de grado, posgrado, máster, entre otros). Por lo tanto, la aplicación de la impresión 3D para crear réplicas dentales se destaca como una herramienta invaluable que permite la aplicación práctica de los conceptos y fundamentos teóricos estudiados.

Esto permite poner a prueba los conocimientos adquiridos durante el período de aprendizaje. Estos modelos se producen utilizando impresoras 3D de resina, empleando tecnologías tales como SLA, DLP o Polyjet [15].

Los modelos pedagógicos impresos mediante tecnología 3D están siendo objeto de investigación como una alternativa definitiva al uso de dientes naturales en la formación en endodoncia. Se pueden encontrar diversos estudios que abordan la creación y aplicación de estos modelos, así como informes de casos clínicos que los utilizan y también investigaciones que exploran la percepción de los usuarios después de su uso. La impresión de estos modelos se ha llevado a cabo utilizando una variedad de materiales, como resina, cerámica y plástico. Hasta el momento, la resina ha sido la opción preferida por los operadores debido a la sensación de dureza que proporciona, siendo la más similar a la dentina radicular hasta la fecha [16].

1.5.2 Usos de dientes obtenidos en impresión 3D para la práctica de la endodoncia

Gracias a la disponibilidad de modelos dentales para prácticas, la capacitación ofrecida en las universidades se traducirá directamente en habilidades clínicas aplicables en entornos reales. Esto se debe a que la formación recibida reflejará de manera precisa las situaciones encontradas en la práctica clínica [17]. Además, estos modelos permiten trabajar con casos de diversas patologías tanto en pacientes adultos como pediátricos. Este avance facilitará a las empresas la contratación de personal capacitado que esté preparado para integrarse de manera efectiva en el ámbito laboral [17]. Sin embargo, también representa un desafío genuino para los nuevos endodoncistas, ya que deben ser capaces de determinar el diagnóstico más adecuado para cada paciente, manejar de manera efectiva las piezas dentales afectadas y dominar el uso de las herramientas de trabajo. Todo esto requiere confianza y seguridad durante las intervenciones clínicas [17].

En lo que respecta al costo de los modelos dentales para la capacitación, hay una variedad de precios disponibles en el mercado. En la empresa “Digital Anatomics”, cada diente impresor en 3D tiene un precio de 10,89\$ por pieza, para los casos más básicos y generales, mientras que para

casos más específicos y detallados el precio es de 12,52\$, en el caso más complejo que ofertan [18].

En cuanto al proceso de fabricación empleado por Digital Anatomics, se imprime tanto la raíz como la corona combinando diferentes tipos de resinas para garantizar las propiedades mecánicas más adecuadas en cada área. La ingeniería utilizada ha permitido el desarrollo de materiales más robustos y resistentes que pueden soportar temperaturas superiores a 200° Celsius, necesarias para el proceso de obturación. Por otro lado, el material que simula el tejido pulpar se disuelve fácilmente en alcohol o hipoclorito sin tener una textura cerosa, lo que replica de manera más fiel la realidad durante la instrumentación, a diferencia de otros modelos disponibles en el mercado [19].

1.6 Software para enseñanza de endodoncia

Hay varios softwares disponibles para prácticas educativas en el campo de la endodoncia. Estos programas ofrecen una variedad de recursos que van desde simulaciones virtuales hasta herramientas de aprendizaje interactivo [20].

Estos programas permiten a los estudiantes practicar procedimientos de endodoncia en un entorno virtual. Pueden incluir casos clínicos interactivos, modelos dentales en 3D, herramientas de diagnóstico por imagen, y la oportunidad de realizar procedimientos virtuales como la preparación del conducto radicular y la obturación [20]. Ejemplos de este tipo de software incluyen Simodont y EndoSim. Este tipo de software ofrece recursos educativos interactivos, como tutoriales en línea, videos explicativos, casos clínicos interactivos y cuestionarios de autoevaluación. Estos recursos pueden complementar la enseñanza en el aula y proporcionar una forma flexible de revisar y practicar conceptos de endodoncia [21]. En la figura 7, se adjunta un ejemplo del software “Leonardo Dental Training Simulator”, el cual es utilizado para simular varios procesos dentales [22].

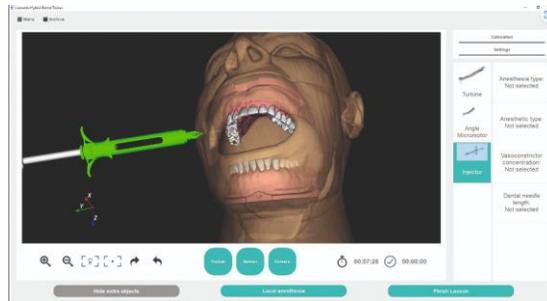


Figura 7. Software de simulación dental [22].

1.7 Realidad virtual para enseñar anatomía radicular

La realidad aumentada ofrece una gran oportunidad para mejorar la experiencia educativa en diversos campos, incluida la odontología y la endodoncia, se puede lograr la mejora de los métodos pedagógicos utilizando simuladores. La realidad aumentada puede ser utilizada para superponer modelos dentales tridimensionales sobre el entorno físico del estudiante, permitiendo una visualización detallada de la anatomía dental. Los estudiantes pueden explorar la estructura de los dientes, las raíces y los conductos radiculares en tiempo real, lo que les ayuda a comprender mejor la complejidad de la anatomía dental [23].

Esta modalidad permite simular procedimientos de endodoncia en tiempo real, permitiendo a los estudiantes practicar técnicas como la preparación del conducto radicular y la obturación en un entorno virtual. Los estudiantes pueden manipular herramientas y realizar procedimientos como si estuvieran trabajando en un paciente real, lo que les brinda una experiencia práctica valiosa proporcionando guías paso a paso para procedimientos de endodoncia, ofreciendo instrucciones visuales y auditivas para cada etapa del procedimiento. Esto ayuda a los estudiantes a seguir correctamente los pasos del procedimiento y a aprender las mejores prácticas de forma interactiva proporcionando feedback inmediato sobre el desempeño del estudiante, destacando áreas de mejora y ofreciendo consejos para corregir errores. Esto ayuda a los estudiantes a mejorar sus habilidades de manera progresiva y a desarrollar confianza en sus habilidades clínicas [23].

Utilizando la tecnología de tomografía computarizada con haz de cono (CBCT), se lleva a cabo una exploración detallada de diversas morfologías radiculares para generar modelos de realidad virtual. Estos modelos permiten "navegar" a través del conducto radicular de los dientes seleccionados, lo que facilita la identificación de la variabilidad anatómica tanto en la pulpa como en la raíz [30]. Este enfoque es especialmente útil en el estudio de dientes con una complejidad considerable durante el tratamiento de conducto, como los molares y los primeros premolares mandibulares o los molares maxilares. Este método representa una herramienta de aprendizaje invaluable en comparación con las radiografías convencionales bidimensionales [23]. En la figura 8, se adjunta un ejemplo del proceso CBCT, mediante el cual se obtiene un modelado de los conductos radiculares [23].



Figura 8. Proceso CBCT [23].

1.8 Tecnología Háptica

La háptica puede definirse como el estudio del comportamiento del contacto y las sensaciones asociadas. El sentido del tacto es fundamental para los seres humanos, ya que no solo proporciona información sobre superficies y texturas, sino que también es un componente crucial de la comunicación no verbal en las relaciones interpersonales y es esencial para alcanzar la intimidad física. Los sentidos hápticos (tacto) son los primeros en desarrollarse en el feto y han sido objeto de numerosos estudios, especialmente en relación con su interacción con otros sentidos en los infantes, como la visión. Se ha demostrado que los bebés humanos tienen grandes dificultades para sobrevivir sin el sentido del tacto, incluso si tienen intactos los sentidos de la vista y el oído. En

cambio, los bebés que poseen el sentido del tacto, aunque carezcan de vista u oído, tienen mayores posibilidades de sobrevivir. El tacto puede considerarse un sentido básico en la mayoría de las formas de vida [24].

Los dispositivos hápticos pueden funcionar junto con sensores para proporcionar un control más preciso y exacto. Las técnicas de simulación háptica están evolucionando muy rápidamente y te permitirán experimentar la realidad aumentada sin equipo pesado. Además, los trajes hápticos también pueden simular sensaciones de presión, impacto y temperatura [25].

Un médico puede experimentar la sensación de sentir a sus pacientes e los implementos quirúrgicos, con simulación de entrenamiento, con tecnologías virtuales, utilizando dicha tecnología háptica. El modelado de la conciencia de la comunicación tiene muchas aplicaciones en diferentes industrias, como el sector de la salud, la investigación espacial, los videojuegos, la seguridad y muchas otras aplicaciones. La tecnología táctil está evolucionando todos los días, y se anticipan nuevos desarrollos y usos en la nueva década. La sensación táctil da la sensación de imitación al tocar un objeto sólido o usar la sensación táctil basada en la textura y la fuerza física. Sin embargo, la realidad aumentada (XR) es realista hasta cierto punto, pero la capacidad de tocar objetos es crucial para expandir aún más el espacio de la realidad virtual y aumentada, dando paso a la nueva realidad aumentada o mixta [25].

1.8.1 Aplicaciones de los dispositivos hápticos

Los dispositivos hápticos encuentran numerosas aplicaciones en distintos ámbitos gracias a su habilidad para imitar sensaciones táctiles y kinestésicas. Entre las aplicaciones más relevantes se encuentran:

- **Simulaciones de Entrenamiento:** En industrias como la aviación o la defensa, los simuladores de realidad virtual con retroalimentación háptica se utilizan para entrenar a los empleados en situaciones de alto riesgo de manera segura [26].

- **Rehabilitación:** Utilizados en terapias de rehabilitación física, los dispositivos hápticos pueden proporcionar retroalimentación táctil para ayudar a los pacientes a recuperar funciones motoras [26].
- **Videojuegos:** Los controladores y los trajes hápticos mejoran la inmersión del jugador proporcionando retroalimentación táctil que simula interacciones físicas en el entorno del juego [26].
- **Tele operación:** En entornos peligrosos o inaccesibles, los robots controlados a distancia con retroalimentación háptica permiten a los operadores realizar tareas con precisión [26].
- **Manipulación de Objetos Delicados:** Los sistemas robóticos con retroalimentación háptica pueden manejar objetos frágiles o sensibles en procesos industriales [26].
- **Experiencias Inmersivas:** En el arte interactivo y las instalaciones de entretenimiento, los dispositivos hápticos permiten a los usuarios experimentar el arte de manera multisensorial [26].
- **Dispositivos Móviles:** Los teléfonos y tabletas utilizan motores hápticos para proporcionar retroalimentación táctil en juegos, teclados y otras aplicaciones [26].

CAPÍTULO II

ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS

En el segundo capítulo, se va a tratar sobre el análisis de las alternativas planteadas para dar solución al problema planteado, gracias a este análisis se pudo definir la mejor opción permitiendo tener una propuesta más detallada y focalizada.

2.1 Alternativas de solución

La propuesta de solución para el desarrollo de un simulador de endodoncia tuvo tres alternativas de considerable importancia las cuales se nombrarán a continuación:

2.1.1 Alternativa 1

Se plantea realizar un simulador de endodoncia en Unity, mediante el diseño de cuerpos en Blender y manejo de el simulador vía periféricos del computador: Para el desarrollo del simulador la opción será realizar el programa en Unity 3D, el cual es un motor de desarrollo de videojuegos multiplataforma basado en C# y JavaScript [27], el diseño de los cuerpos (dientes, herramientas, texturas) se lo realizara en el software Blender, el cual es un programa de código abierto utilizado para el modelado y renderizado en 3D [28], finalmente para el control del simulador la opción más sencilla de implementar sería el control a través de los periféricos propios del computador, esto ya que en Unity existe esta opción predefinida lo cual facilita la implementación, ahorra tiempo de investigación y permitirá que los usuarios en cualquier sitio pudieran hacer uso del simulador. En la figura 9, se presenta un ejemplo de simulador dental Virteasy Dental V2 que hace referencia a esta alternativa.



Figura 9. Simulador dental Virteasy Dental V2 [29].

2.1.2 Alternativa 2

Para esta alternativa se propone realizar el control del simulador aparte de los periféricos del computador, esto mediante el desarrollo de un control háptico, basado en Arduino el cual se conectará a la computadora permitiendo el control de la simulación en 3D realizada en Unity y modelada de en Blender, ya que se utilizarán sensores para obtener la posición en tiempo real, permitiendo una experiencia de simulación más realista. En la figura 10, se presenta un ejemplo de simulador Háptico UniSim que hace referencia a esta alternativa.



Figura 10. Simulador háptico UniSim [30].

2.1.3 Alternativa 3

En esta alternativa se propone controlar el simulador realizado de igual manera en Unity 3D y modelado en Blender vía periféricos del computador, adicional se plantea utilizar gafas de realidad

virtual, las cuales permiten tener una experiencia más inmersiva y completa, lo que requiere un diseño del entorno más detallado, esto puede implicar el uso de más recursos computacionales. En la figura 11, se presenta un ejemplo de un simulador basado en realidad virtual de Neuro Rehab.



Figura 11. Simulador basado en realidad viruta Neuro Rehab [31].

2.1.4 Análisis de alternativas

En la Tabla 1 se detallan varios indicadores junto con sus porcentajes correspondientes. Durante el proceso de evaluación de las opciones, se asignó un valor de 1 a la calificación más baja y un valor de 20 a la calificación más alta.

Tabla 1. Análisis de alternativas.

Variables analizadas	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	Puntuación Ideal
Costo	15	10	7	20
Facilidad de fabricación	15	13	10	20
Complejidad de uso	10	15	13	20

Portabilidad	18	15	15	20
Experiencia inmersiva	10	18	20	20
Puntuación total	66	71	65	100

Los resultados del análisis indican que la alternativa 2 es la opción más viable según las variables analizadas, el estudio se hizo enfocando el costo de la propuesta, la facilidad de fabricación, la complejidad de uso por parte del usuario, la portabilidad y la experiencia inmersiva del simulador, por lo tanto, se tomará la alternativa 2 como propuesta de solución para el problema planteado.

2.2 Alternativas de microcontroladores para el diseño del dispositivo háptico

Se presentarán a continuación los microcontroladores planteados para la implementación del dispositivo háptico, teniendo en cuenta que se requiere obtener datos de posición en tiempo real, bajo consumo, rapidez y portabilidad.

2.2.1 Alternativa 1 - Raspberry

La Raspberry Pi, aunque no se considera un microcontrolador en sentido estricto, es una placa de computadora compacta que se utiliza ampliamente en proyectos de electrónica y robótica. A pesar de su versatilidad como sistema de propósito general, en muchos casos se emplea como un microcontrolador debido a sus capacidades para interactuar con componentes electrónicos externos. Esta placa ofrece potencia de procesamiento, flexibilidad y un precio asequible, lo que lo hace una elección popular para una variedad de aplicaciones en estos campos [32].

2.2.2 Alternativa 2 - STM32

La placa de desarrollo STM32, comúnmente conocida como Blue Pill, es una placa de bajo costo que integra el avanzado núcleo ARM® Cortex-M3 de 32 bits. Es ideal para el inicio de proyectos que utilizan el microcontrolador STM32 y está equipada con terminales header macho-macho, los que facilitan su soldadura. Esta placa se emplea extensamente en aplicaciones electrónicas y proyectos diversos, que van desde dispositivos domóticos hasta sistemas de control industrial. Adicionalmente, la STM32 se beneficia de una activa comunidad de desarrolladores que comparten recursos y proyectos en línea, consolidándola como una herramienta valiosa y versátil para los entusiastas de la programación y la electrónica [33].

2.2.3 Alternativa 3 - Arduino

Arduino es un sistema de hardware libre que emplea microcontroladores para ofrecer capacidades de entrada y salida digitales y analógicas. Estos microcontroladores, utilizados en la plataforma Arduino, son dispositivos versátiles y económicos que proporcionan diversas características para proyectos en electrónica y robótica [34].

2.2.4 Análisis de alternativas de Microcontroladores

En la Tabla 2 se detallan varios indicadores junto con sus porcentajes correspondientes. Durante el proceso de evaluación de las opciones, se asignó un valor de 1 a la calificación más baja y un valor de 25 a la calificación más alta.

Tabla 2. Análisis de alternativas de microcontroladores.

Variables analizadas	Raspberry	STM32	Arduino	Puntuación Ideal
Costo	5	10	18	25
Facilidad de implementación	10	13	20	25
Características técnicas	20	18	15	25
Disponibilidad a nivel nacional.	7	5	15	25
Puntuación total	42	46	68	100

Los resultados del análisis sugieren que Arduino es la opción más viable de acuerdo con las variables estudiadas. El análisis se centró en variables como el costo del microcontrolador, la facilidad de implementación en el proyecto, las características técnicas ofrecidas, la disponibilidad a nivel nacional y la comunidad existente en torno al microcontrolador, la cual proporciona librerías y módulos. Por lo tanto, se elegirá la alternativa 3 como la solución propuesta para el problema planteado.

2.3 Alternativa de materiales para el diseño del dispositivo háptico

A continuación, se plantearán los materiales más viables para la construcción del dispositivo, teniendo en cuenta que este estará siempre en contacto con el usuario por lo que requiere ser resistente a movimientos, entorno, corrosión y fácil de manufacturar.

2.3.1 Alternativa 1 - PLA

El nombre PLA proviene del inglés Polyactic acid (ácido poliláctico), también conocido como Polylactide. Posee una temperatura de transición del vidrio de 65 [°C] y su temperatura de fusión varía entre 130 [°C] y 178 [°C]. Debido a su sensibilidad al calor, el PLA no es tan resistente como otros materiales, como el ABS. Por lo tanto, es especialmente adecuado para la fabricación de objetos que no requieren alta resistencia mecánica, comúnmente ocupado en impresión 3D [35].

2.3.2 Alternativa 2 - PETG

El PETG se obtiene mediante la copolimerización del PET, resultando en un material más translúcido con un punto de fusión más bajo, lo que lo hace adecuado para la fabricación de piezas resistentes y aptas para procesos de termoformado o extrusión. Gracias a su capacidad de extrusión y estabilidad térmica, el PETG y sus derivados están ganando popularidad en la impresión 3D por deposición de material fundido (FDM) o modelado por deposición fundida (FFF). Este material ofrece una alta resistencia al desgaste y a la corrosión por agentes oxidantes. En la impresión 3D, el PETG combina la durabilidad y resistencia térmica del ABS con la facilidad de procesamiento comparable al PLA, destacándose por su excelente unión entre capas y escasa deformación, resistencia a bajas temperaturas y a productos químicos (bases y ácidos), además de no emitir olores durante el proceso de impresión [36].

2.3.3 Alternativa 3 - Grillon

El Grillon es un termoplástico derivado de la poliamida, que destaca frente a los plásticos comunes por sus excepcionales propiedades mecánicas, eléctricas, térmicas y químicas. Además, puede ser modificado con aditivos para mejorar sus características. Una de las propiedades destacadas del

Grillon es su dureza, que varía según la formulación específica, indicando una buena resistencia a la abrasión y al desgaste. El Grillon se aplica en diversas industrias, especialmente en la química y la electrónica, para fabricar componentes y piezas que necesitan resistencia mecánica, eléctrica y química. También se emplea en la industria general, valorado por sus propiedades mecánicas y dieléctricas. Además, el Grillon es usado en la fabricación de elementos mecánicos que requieren precisión, como ejes y engranajes, debido a su capacidad de absorber humedad [37].

2.3.4 Análisis de alternativas de material

En la Tabla 3 se detallan varios indicadores junto con sus porcentajes correspondientes. Durante el proceso de evaluación de las opciones, se asignó un valor de 1 a la calificación más baja y un valor de 20 a la calificación más alta.

Tabla 3. Análisis de alternativas de material.

Variables analizadas	PLA	PETG	Grillon	Puntuación Ideal
Costo	18	18	13	20
Facilidad de manufactura	20	20	10	20
Disponibilidad	20	18	15	20
Resistencia mecánica	15	16	20	20

Resistencia a corrosión	13	13	20	20
Puntuación total	86	85	78	100

Los resultados del análisis indican que el PLA es la opción más viable según las variables analizadas, el estudio se hizo enfocando el costo del material, la facilidad de manufactura para el proyecto, la disponibilidad a nivel nacional, la resistencia mecánica para las condiciones asumidas para el proyecto y la resistencia a la corrosión que podría darse por el uso constante, por lo tanto, se tomará la alternativa 1 como propuesta de solución para el problema planteado.

CAPÍTULO III

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

En esta sección, se ofrece una explicación exhaustiva del proceso de diseño, consideraciones, construcción y desarrollo del simulador y su dispositivo de control. Se tomará en cuenta el desarrollo de la simulación, diseño mecánico y electrónico requeridos para solventar la alternativa propuesta.

3.1 Diseño Mecánico

En el ámbito del diseño mecánico, se proyecta la construcción de una estructura fundamentada en un brazo robótico con cuatro grados de libertad (GDL). Este sistema estará dotado de sensores que detectarán el movimiento del usuario, permitiendo su procesamiento y subsecuente envío al simulador. La representación de este dispositivo se muestra en la Figura 12.

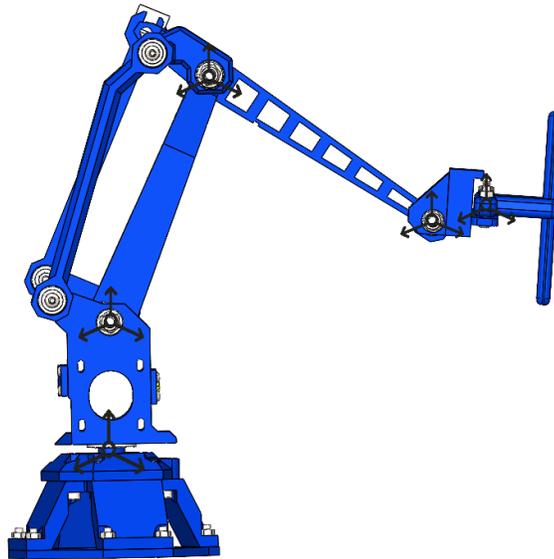
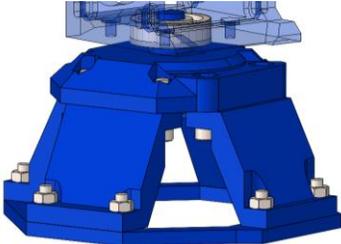
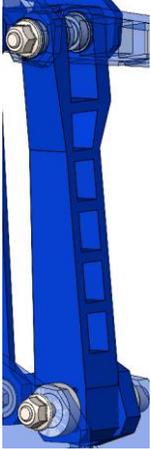
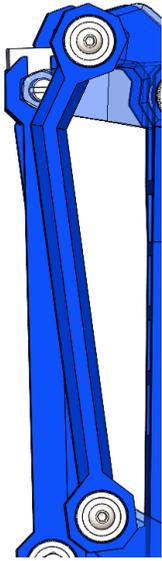


Figura 12. Mecanismo (4GDL).

En la tabla 4, se presenta las especificaciones de cada parte del mecanismo.

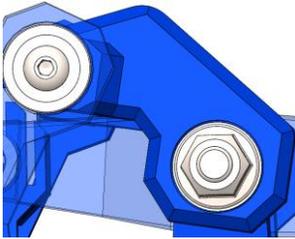
Tabla 4. Especificación del mecanismo.

Mecanismo	Nombre	Función
	Base.	Base fija del mecanismo.
	Estabilizador.	Rotación en el mecanismo en el eje X y hace de soporte principal y estabilizador del mecanismo.
	Eslabón 1.	Movimiento del mecanismo en el eje Z.



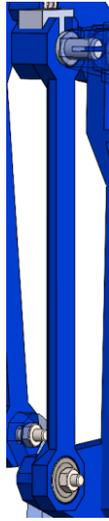
Pleuel.

Soporte para el eslabón 1.



Triplate.

Soporte y unión del eslabón
1 y Pleuel.



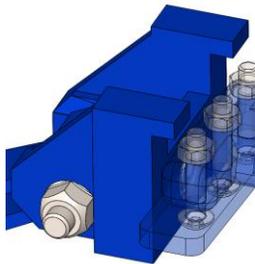
Eslabón del potenciómetro.

Registra el movimiento en Y mediante el potenciómetro, y hace de soporte para el eslabón 2.



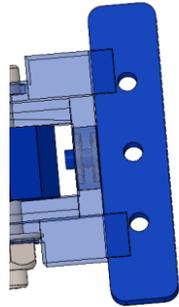
Eslabón 2.

Movimiento del mecanismo en el eje Y.



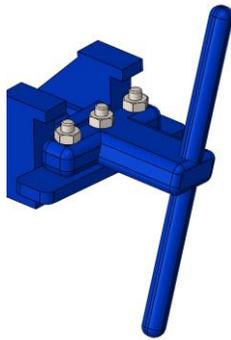
Manipulador.

Movimiento del acelerómetro en el eje Z.



Acople de la herramienta.

Movimiento del
acelerómetro en el eje X.



Herramienta (Lápiz).

Herramienta a sujetar para
realizar los movimientos en
los planos X, Y, y Z.

Considerando la implementación de un mecanismo con 4GDL, se aplicó el criterio de Grübler-Kutzbach para calcular el número de eslabones y el tipo de juntas necesarios para lograr las condiciones deseadas se hará uso de la ecuación (1).

$$GDL = 6(N - 1) - 5P1 - 4P2 - 3P3 - 2P4 - 1P5$$

$$4 = 6(N - 1) - 5(3) - 4(0) - 3(0) - 2(0) - 1(0) \quad (1)$$

$$N = \frac{4 + 15 + 6}{6}$$

$$N = 4$$

Donde:

GDL: Grados de libertad.

N: Número de eslabones.

P1: Juntas de clase 1.

P2: Juntas de clase 2.

P3: Juntas de clase 3.

P4: Juntas de clase 4.

P5: Juntas de clase 5.

Tras el análisis con el criterio de Grübler-Kutzbach se determinó que para este mecanismo con 4GDL se requiere de 4 eslabones y 3 juntas clase 1.

3.1.1 Diseño del mecanismo

El mecanismo de 4GDL permite tener movimiento en los 3 ejes principales X, Y, Z. lo cual permite tener un rango de movimiento limitado físicamente, lo que será beneficioso para obtener unas medidas con acelerómetro más exactas y permitiendo a futuro hacer modificaciones para mejorar la experiencia de simulación. El mecanismo de control se diseñó tomando en cuenta que será utilizado para una simulación la cual puede ser utilizada a voluntad del usuario, por lo que requiere de un diseño ergonómico.

Teniendo en cuenta que el proceso de manufactura más recomendable en este caso sería la impresión 3D, ya que permite generar geometrías complejas, ligeras y resistentes para estas condiciones, se tomó como material al filamento de impresión PLA. En la tabla 5 se presenta las propiedades mecánicas del filamento PLA.

Tabla 5. Propiedades Mecánicas filamento [38].

Propiedades Mecánicas PLA	Valores típicos experimentales
Módulo de elasticidad a la tracción	2346,5 [MPa]
Esfuerzo de tracción a la deformación	49,5 [MPa]
Esfuerzo de tracción a la rotura (S_y)	40 - 60 [MPa]
Alargamiento a la deformación	3,3 %
Alargamiento a la rotura	5,2 %
Resistencia a la flexión	103,0 [MPa]
Módulo de flexión	3150,0 [MPa]

El proceso de impresión 3D ofrece la ventaja de crear geometrías complejas, lo cual permitió diseñar dos pasadores principales dentro de la misma estructura utilizando PLA. Se consideró que estos pasadores estarían sometidos a esfuerzos de torsión, por lo que se calculó el radio mínimo requerido. Para este cálculo, se utilizó la propiedad mecánica del esfuerzo de tracción a la rotura (S_y) del PLA, que oscila entre 40 y 60 [MPa]. Este valor puede variar según factores como la calidad del PLA, el tratamiento térmico y las condiciones de impresión. Se optó por utilizar 40 [MPa], el valor más bajo del rango, para garantizar que el diseño sea seguro incluso en las peores condiciones.

La fuerza de torque requerida para mover el primer pasador, correspondiente al acople de la herramienta, es de $2,2 [N \cdot mm]$. Este valor se obtuvo a partir del análisis de movimiento realizado en SolidWorks. En la Figura 13 se presenta el resultado del análisis de la fuerza de torsión.

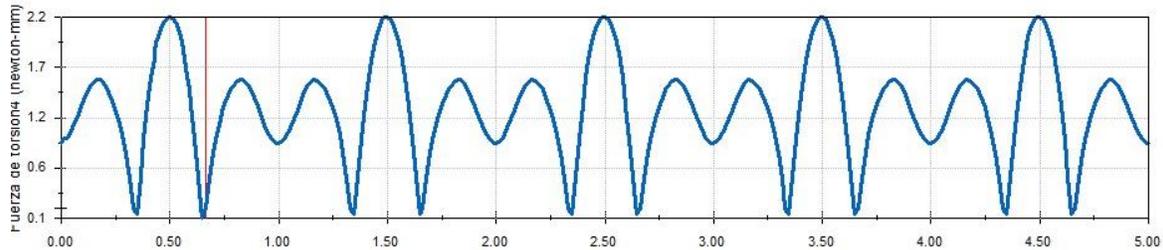


Figura 13. Gráfica de fuerza de torsión del acople de la herramienta [$N \cdot mm$].

De manera similar, se determinó que la fuerza de torque necesaria para el segundo pasador, correspondiente a la base, es de $301 [N \cdot mm]$. Este dato se obtuvo del análisis cuyos resultados se presentan en la Figura 14.

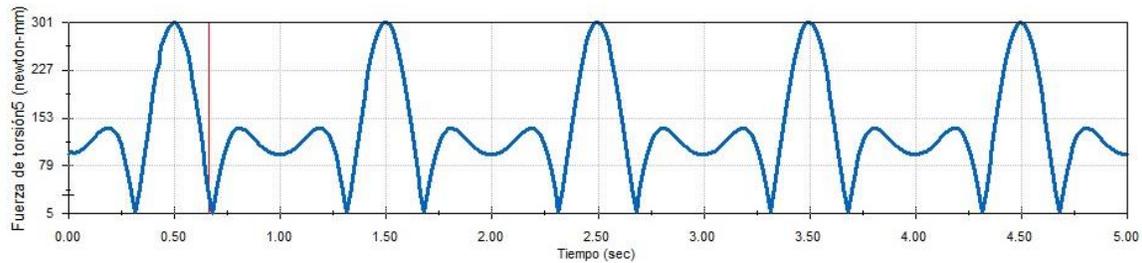


Figura 14. Gráfica de fuerza de torsión de la base [$N \cdot mm$].

Con estos datos se realiza el cálculo del radio mínimo a través de la fuerza de torque del primer pasador correspondiente al acople de la herramienta, que se muestra en figura 15.

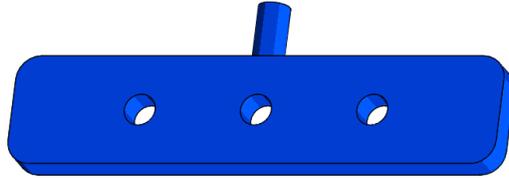


Figura 15. Acople de la herramienta.

Para el cálculo del radio mínimo se emplea la ecuación (2).

$$\tau = \frac{T \cdot r}{J} ; J = \frac{\pi r^3}{2} \rightarrow \tau = \frac{2T}{\pi r^3} \quad (2)$$

Donde:

τ : Esfuerzo cortante debido a la torsión.

T : Momento torsional aplicado (Torque).

r : Radio de la sección cortada.

J : Momento de inercia polar de la sección transversal.

Se utilizará el 40% del esfuerzo de tracción a la rotura (S_y) del material, ya que esta es una condición mecánica recomendada en el diseño para garantizar la seguridad de este.

$$[\tau] \approx 0.4S_y \quad (3)$$

$$S_y = 40 \text{ [MPa]}$$

Donde:

$[\tau]$: Esfuerzo cortante.

S_y : Esfuerzo de tracción a la rotura.

Reemplazando la ecuación (3) en (2) se obtiene:

$$\frac{2T}{\pi r^3} = 0.4Sy$$

$$r = \sqrt[3]{\frac{2T}{\pi(0.4)Sy}}$$

$$T = 2,2 [N \cdot mm] = 2,2 \cdot 10^{-3} [N \cdot mm] \quad (4)$$

$$r = \sqrt[3]{\frac{2(2,2 \cdot 10^{-3} [N \cdot m])}{\pi(0.4)(40 \cdot 10^6 [\frac{N}{m^2}])}}$$

$$r = 4,44 \cdot 10^{-4} [m] \approx 0,4 [mm]$$

Mediante el resultado de la ecuación (4), se valida que, utilizando PLA, el radio mínimo recomendado es de 0,4 [mm], esto se tendrá en cuenta al momento de realizar la impresión, sobredimensionando los pasadores con el fin de tener un factor de seguridad alto.

Con un radio de 2 [mm] para el primer pasador correspondiente al acople de la herramienta se calcula el torque aplicado al componente mediante la ecuación (5):

$$\tau_T = \frac{2T}{\pi r^3}$$

$$\tau_T = \frac{2(2,2 \cdot 10^{-3} [N \cdot m])}{\pi(2 \cdot 10^{-3} [m])^3} \quad (5)$$

$$\tau_T = 175,07 [KPa]$$

Se hará uso de la ecuación (6) para obtener el factor de seguridad.

$$F_S = \frac{0,4S_y}{\tau_T}$$

$$F_S = \frac{0,4(4010^6 \text{ [Pa]})}{175,0710^3 \text{ [Pa]}} \quad (6)$$

$$F_S = 91,4$$

Donde:

F_S : Factor de seguridad.

τ_T : Torque aplicado al componente.

Para el cálculo del segundo pasador se utilizará un radio de 4,5 [mm] correspondiente a la base, la misma que se presenta en la figura 16.

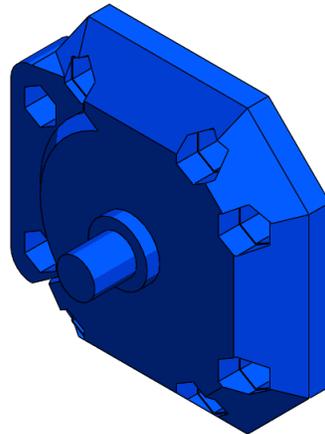


Figura 16. Base del dispositivo háptico.

Cálculo del torque aplicado al segundo pasador mediante la ecuación (5):

$$\tau_T = \frac{2T}{\pi r^3}$$
$$\tau_T = \frac{2(301 \cdot 10^{-3} [N \cdot m])}{\pi(4,5 \cdot 10^{-3} [m])^3} \quad (5)$$
$$\tau_T = 2,1 [MPa]$$

Con los valores obtenidos de (5) se obtiene el factor de seguridad para el segundo pasador mediante la ecuación (6).

$$F_S = \frac{0,4S_y}{\tau_T}$$
$$F_S = \frac{0,4(40 [MPa])}{2,1 [MPa]} \quad (6)$$
$$F_S = 7,62$$

Basado en los factores de seguridad calculados, el diseño del mecanismo es adecuado y garantiza una larga vida útil gracias a su sobredimensionamiento. Este enfoque asegura que el diseño no solo cumple con los requisitos operativos, sino que también proporciona un margen de seguridad significativo, lo que reduce el riesgo de fallos y extiende la durabilidad del mecanismo bajo condiciones de uso intensivo.

Con ayuda de SolidWorks, se determinó varias características físicas sobre el diseño y las prestaciones de este, como son; rangos máximos y mínimos de movimiento en diferentes ejes, peso y volumen. A continuación, en la tabla 6, se adjuntan las características físicas determinadas en SolidWorks.

Tabla 6. Propiedades físicas mecanismo.

Propiedades físicas Mecanismo	Valores obtenidos en simulación	Valores experimentales medidos
Peso	490,13 [g]	522 [g]
Volumen	346125,10 [mm ³]	368631,38 [mm ³]
Rango distancia Máxima X	288,16 [mm]	280,00 [mm]
Rango distancia Máxima Y	265,08[mm]	255,00[mm]
Rango eje Z	360°	180°

3.1.2 Estudio de movimiento del mecanismo

Con la ayuda del software SolidWorks, se realizó la simulación del estudio de movimiento del mecanismo, con el fin de obtener los diagramas de desplazamiento y factor de seguridad.

3.1.2.1 Diagrama de desplazamiento

Para determinar el desplazamiento teórico que sufrirá la herramienta se realiza la simulación en SolidWorks, se valida que los resultados de deformación están dentro de un rango admitido que no representa un problema, a continuación, en la figura 17 se presenta la simulación.

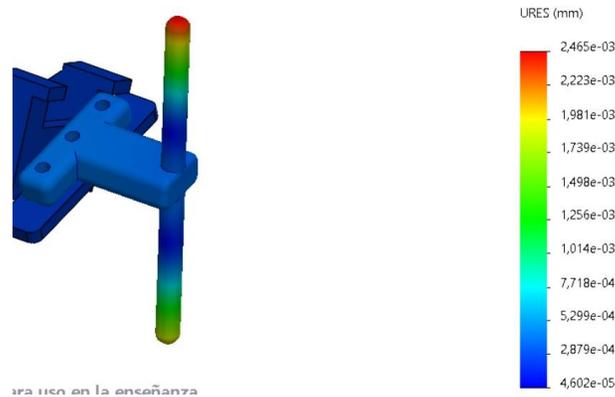


Figura 17. Diagrama de desplazamiento de la herramienta (Lápiz).

La simulación indica que en la zona de rojo sufrirá un desplazamiento máximo de 0,002465 [mm], demostrando que el mecanismo sufrirá una deformación insignificante.

En la figura 18, se muestra el diagrama de desplazamiento del acople de la herramienta.

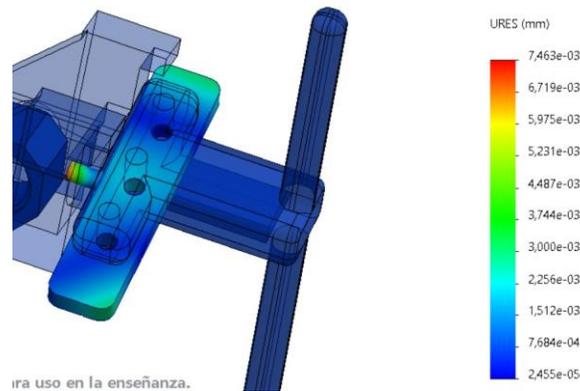


Figura 18. Diagrama de desplazamiento del acople de la herramienta.

La simulación indica que la zona que se encuentra en rojo, el pasador sufrirá un desplazamiento máximo de 0,007463[mm], demostrando que el mecanismo sufrirá una deformación insignificante.

En la figura 19, se muestra el diagrama de desplazamiento del manipulador.

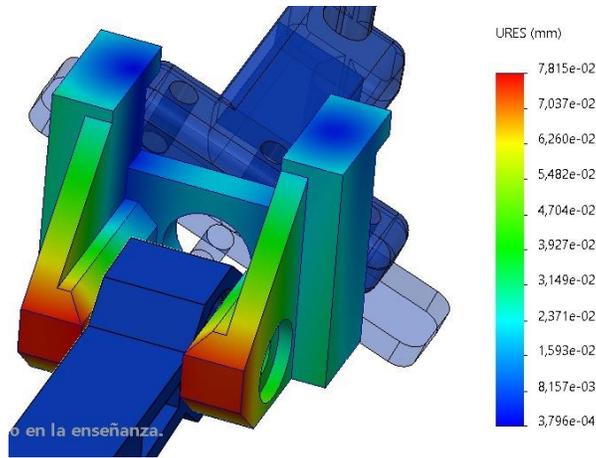


Figura 19. Diagrama de desplazamiento del manipulador.

La simulación indica que, la zona frontal inferior en rojo, el pasador sufrirá un desplazamiento máximo de 0,07815[mm], demostrando que el mecanismo sufrirá una deformación insignificante.

En la figura 20, se visualiza el diagrama de desplazamiento del eslabón 2.

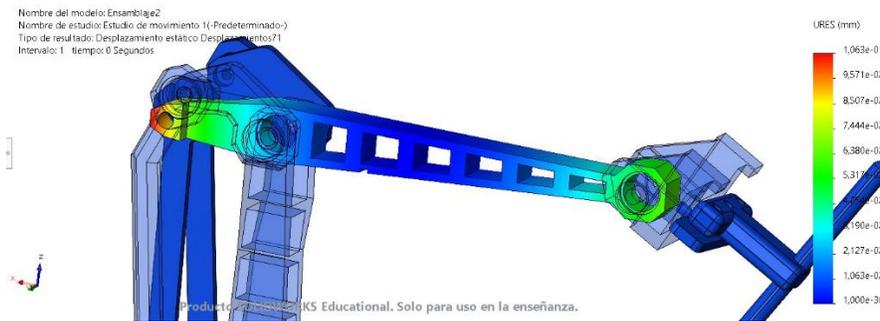


Figura 20. Diagrama de desplazamiento del eslabón 2.

La simulación indica que la zona izquierda en rojo sufrirá un desplazamiento máximo de 0,1063 [mm], demostrando que el mecanismo sufrirá una deformación insignificante.

En la figura 21, se presenta el diagrama de desplazamiento del eslabón 1.

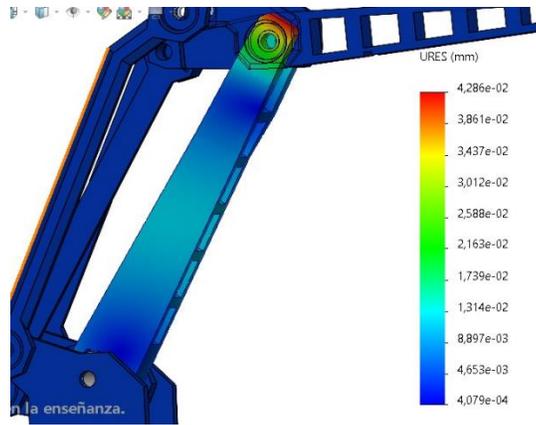


Figura 21. Diagrama de desplazamiento del eslabón 1.

La simulación indica que en la zona en rojo sufrirá un desplazamiento máximo de $0,04286$ [mm], demostrando que el mecanismo sufrirá una deformación insignificante.

En la figura 22, se presenta el diagrama de desplazamiento del eslabón del potenciómetro.

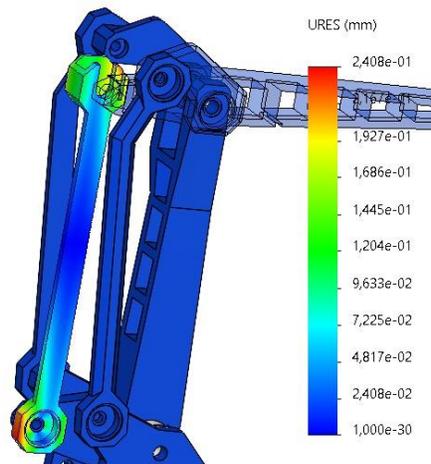


Figura 22. Diagrama de desplazamiento del eslabón del potenciómetro.

La simulación muestra que en la zona superior en rojo sufrirá un desplazamiento máximo de $0,2408$ [mm], el cual demuestra que el elemento sufrirá una deformación mínima.

3.1.2.2 Diagrama de factor de seguridad.

Finalmente se realiza la simulación para validar el factor de seguridad en la condición ya mencionada, esto indica que en condiciones normales de trabajo el mecanismo no va a tener problemas. En la figura 23, se visualiza el gráfico de factor de seguridad de la herramienta (lápiz).

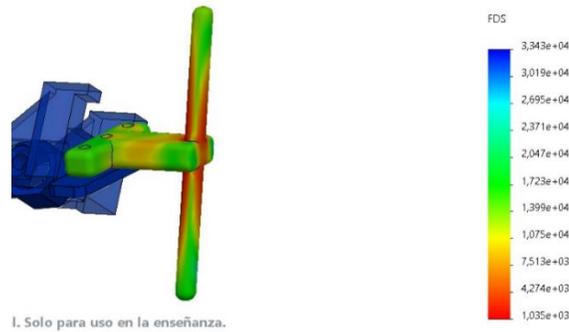


Figura 23. Diagrama de factor de seguridad de la herramienta (Lápiz).

La simulación indica que la zona en rojo tiene un factor de seguridad mínimo de 1035, demostrando que el elemento podrá soportar sin problemas las condiciones esperadas.

En la figura 24, se indica el diagrama de factor de seguridad del acople de la herramienta.



Figura 24. Diagrama de factor de seguridad del acople de la herramienta.

La simulación indica que la zona en rojo tiene un factor de seguridad mínimo de 111.3, demostrando que el elemento podrá soportar sin problemas las condiciones esperadas.

En la figura 25, se indica el gráfico de factor de seguridad del manipulador.

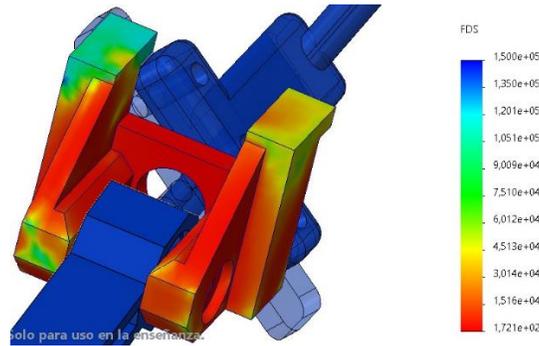


Figura 25. Diagrama de factor de seguridad del manipulador.

La simulación indica que la zona en rojo tiene un factor de seguridad mínimo de 172.1, demostrando que el elemento podrá soportar sin problemas las condiciones esperadas.

En la figura 26, se muestra el gráfico de factor de seguridad del eslabón 2.

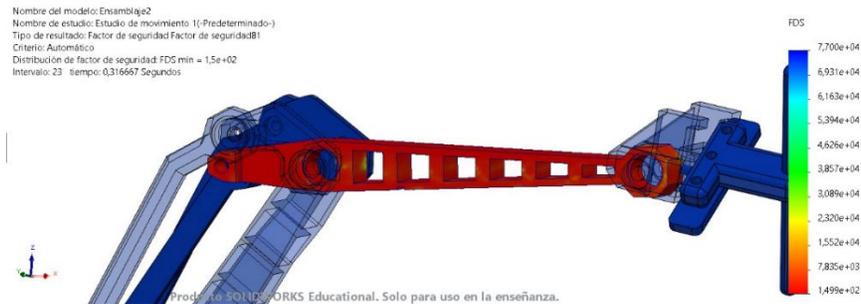


Figura 26. Diagrama de factor de seguridad del eslabón 2.

La simulación indica que la zona en rojo tiene un factor de seguridad mínimo de 149.9, demostrando que el elemento podrá soportar sin problemas las condiciones esperadas.

En la figura 27, se visualiza el diagrama de factor de seguridad del eslabón 1.

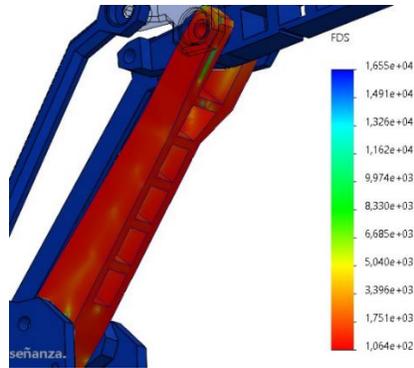


Figura 27. Diagrama de factor de seguridad del eslabón 1.

La simulación indica que la zona en rojo tiene un factor de seguridad mínimo de 106.4, demostrando que el elemento podrá soportar sin problemas las condiciones esperadas.

En la figura 28, se presenta el diagrama de factor de seguridad del eslabón del potenciómetro.

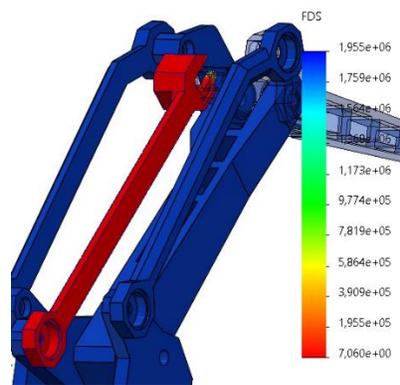


Figura 28. Diagrama de factor de seguridad del eslabón del potenciómetro.

La simulación indica que la zona en rojo tiene un factor de seguridad mínimo de 7.06, demostrando que el elemento podrá soportar sin problemas las condiciones esperadas.

3.1.1 Factor de seguridad determinado matemáticamente

Para verificar los valores del factor de seguridad obtenidos mediante simulación, se realizaron cálculos detallados para cada pieza, determinando así el factor de seguridad correspondiente. En la tabla 7 se presentan los valores obtenidos, los cuales demuestran que el mecanismo posee una alta resistencia para cumplir con las condiciones requeridas en el proyecto.

Tabla 7. Factor de seguridad calculado.

Esfuerzo de Tracción [MPa]	Parte	Área [m^2]	F_{máx} Tracción [MPa]	F_{máx} Compresión [MPa]	F_s
40	Lápiz	0,00891623	3,6	5,3	35664,92
Esfuerzo Compresión [MPa]	Manipulador	0,00751845	3,0	4,4	30073,8
60	Eslabón 2	0,01568902	6,3	91	62756,08
	Triplate	0,00307059	1,2	1,8	12282,36
	Eslabón Pot	0,00694921	2,8	4,2	27796,84
	Eslabón 1	0,01972023	7,9	1,2	78880,92

Pleuel	0,0060084	2,4	3,6	24033,6
Base	0,02143865	8,6	1,3	85754,6

3.2 Diseño Electrónico

Para el diseño electrónico se toma en cuenta los componentes para realizar las acciones requeridas para llevar a cabo la simulación háptica. Para lo cual se va a requerir un Arduino nano, acelerómetro y potenciómetro. Todo esto deberá ser alimentado con USB para al mismo tiempo utilizar el puerto para transmitir los datos al Unity controlando la simulación. El puerto USB de una computadora puede ofrecer hasta 4.5[W].

3.2.1 Esquema Electrónico

El esquema electrónico en un inicio se realizó en Proteus, esto con la finalidad de realizar pruebas previas a la adquisición de los componentes, una vez se realizó la simulación y se validó el correcto funcionamiento, se obtuvo el siguiente esquema que se adjunta a continuación en la figura 29.

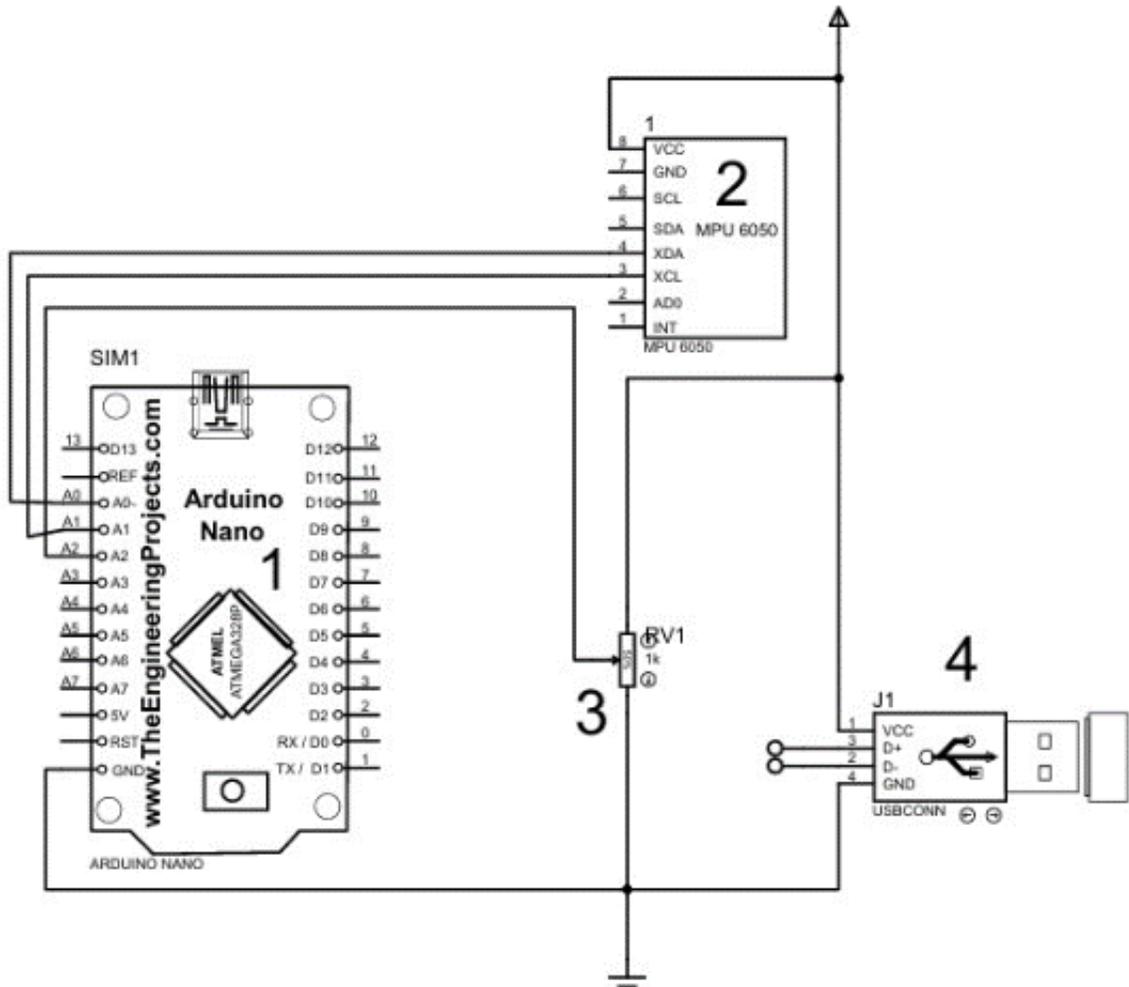


Figura 29. Esquema electrónico.

En el esquema mostrado se detalla los componentes electrónicos utilizados en el proyecto, los cuales son Arduino nano, acelerómetro, y potenciómetro, finalmente se realiza la conexión mediante un cable USB a la computadora con el fin de ejecutar la comunicación serial, a continuación, se detalla en la Tabla 8 los componentes requeridos.

Tabla 8. Componentes electrónicos requeridos.

Ítem	Componente	Descripción
1	Arduino Nano	Gestiona y proporciona energía a diversos dispositivos, tomando decisiones basadas en su programación.
2	Acelerómetro MPU 6050	Sensor encargado de obtener las posiciones en 3 ejes principales X, Y, Z.
3	Potenciómetro	Un potenciómetro es un dispositivo electrónico que actúa como un resistor variable. Su función principal es dividir el voltaje, permitiendo ajustar la resistencia y controlar la corriente en un circuito.
4	Puerto USB	Los puertos USB (Universal Serial Bus) pueden operar como puertos seriales utilizando adaptadores y controladores específicos. Esta capacidad es crucial para permitir la comunicación entre dispositivos modernos y equipos más antiguos o especializados que emplean comunicación serial (RS-232).

3.2.2 Curva característica del acelerómetro MPU6050

El acelerómetro incorpora un giroscopio que registra la velocidad angular, ampliando así su capacidad a 6 grados de libertad (6 GDL). Esta configuración permite capturar de manera independiente las rotaciones en los ejes X, Y, y Z, facilitando la determinación precisa de la

magnitud y dirección de cada ángulo. Los ángulos se describen respectivamente como YAW en el eje Z, PITCH en el eje Y, y ROLL en el eje X, como se ilustra en la figura 30 como ejemplo.

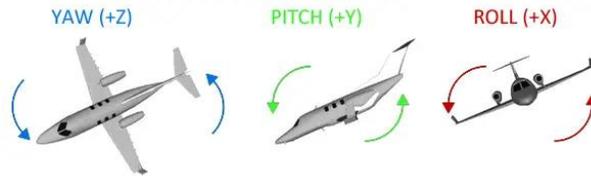


Figura 30. Ángulos de referencia YPR [39].

Para obtener mediciones precisas de aceleración en un IMU (Unidad de Medición Inercial), es necesario aplicar un proceso de filtrado de señal. En este contexto, se emplea el filtro complementario, una técnica simplificada derivada del filtro de Kalman, que evita el análisis estadístico detallado mientras logra una buena precisión en la fusión de datos de sensores. Así mediante calibración del filtro se obtiene la siguiente gráfica ilustrada en la figura 31.

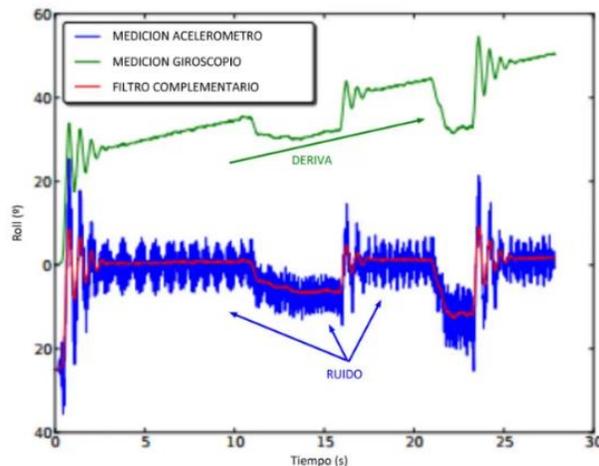


Figura 31. Gráfica de medición del acelerómetro MPU6050 [40].

El filtro complementario actúa como un sistema de filtrado que combina las características de un filtro de paso alto para el giroscopio y un filtro de paso bajo para el acelerómetro. Esta

configuración permite aprovechar las fortalezas de cada sensor mientras se compensan sus limitaciones, facilitando una rápida calibración con tiempos de respuesta reducidos.

Así, mediante el proceso de calibración, se logra obtener en un intervalo estándar de 15 segundos la gráfica inicial que muestra los valores de las variables YAW, PITCH y ROLL al iniciar el Arduino, como se ilustra en la figura 32.

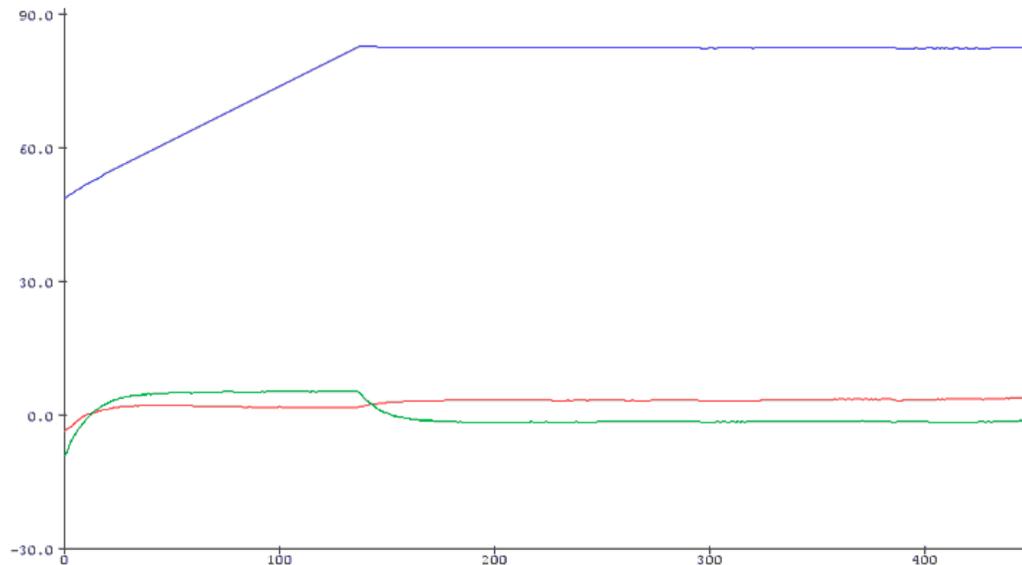


Figura 32. Gráfica de evolución de las variables YPR [41].

Actualmente, existen bibliotecas disponibles para Arduino que simplifican notablemente la calibración del acelerómetro MPU6050. Estas bibliotecas ofrecen métodos y funciones integradas que permiten a los desarrolladores ajustar y optimizar rápidamente los parámetros del sensor, garantizando mediciones precisas de aceleración y velocidad angular. El uso de estas herramientas facilita la ejecución de proyectos que demandan una configuración inicial eficiente y confiable del MPU6050.

3.2.3 Curva característica del potenciómetro

Inicialmente, los potenciómetros presentaban una curva de resistencia lineal, pero se descubrió que esta característica era deficiente en muchos casos. La resistencia del potenciómetro no variaba uniformemente a lo largo de todo su ángulo de rotación. La variación comienza aproximadamente a los 50° y termina alrededor de los 260°, lo que significa que el ángulo de rotación eléctricamente efectivo es solo de 210°. Dentro de este rango, la resistencia característica del potenciómetro varía del 0% al 100%. Los potenciómetros convencionales muestran resistencias entre el 10% y el 20% para curvas logarítmicas, y entre el 80% y el 90% para curvas anti logarítmicas, ilustrada en la figura 33.

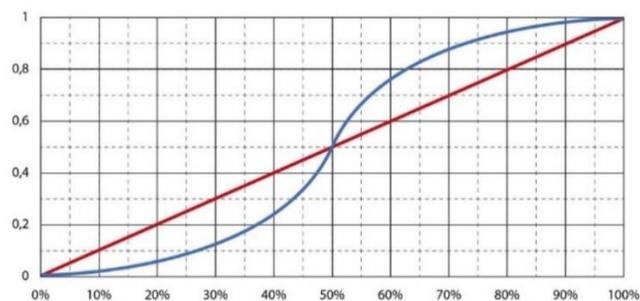


Figura 33. Ilustración gráfica de diferentes características de potenciómetros [42].

3.2.4 Diagramas de flujo

El control va a requerir una comunicación continua entre el dispositivo de control y el simulador, Arduino – Unity, por lo que ambas partes tanto la electrónica del dispositivo de control, así como el simulador están directamente relacionados. A continuación, en la figura 34, se adjunta el esquema de flujo del programa de Arduino para la obtención de datos del acelerómetro y potenciómetro.

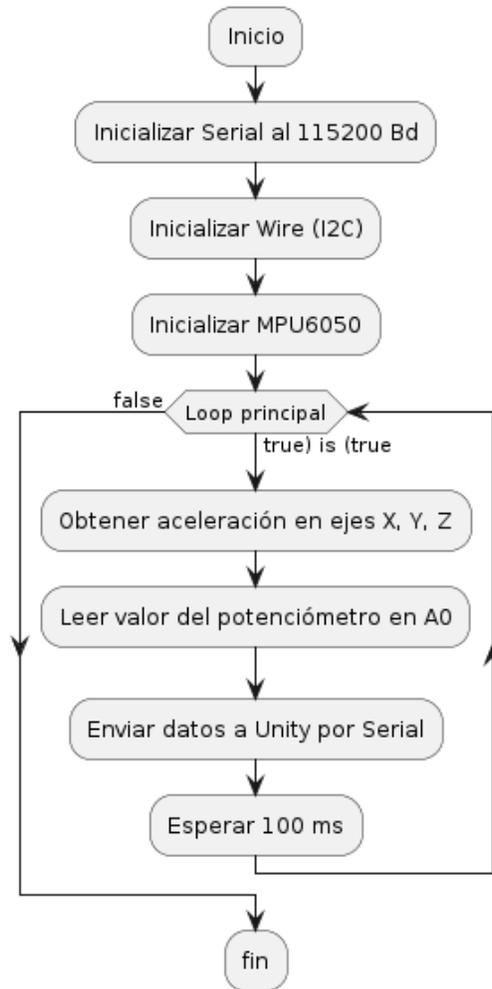


Figura 34. Diagrama de flujo de programa Arduino.

El esquema de flujo del script en Arduino, presentado en la figura 34, ilustra el proceso de obtención de datos. Inicialmente, se incluyen las bibliotecas necesarias, I2C y MPU6050. Luego, se establece la comunicación serial a 115200 [baudios] y se inicializan las bibliotecas previamente incluidas, concluyendo así el setup. En el loop, se obtienen los valores x, y, z del acelerómetro y los valores del potenciómetro, los cuales se imprimen en el monitor serial cada 100 ms. Este proceso es cíclico y se repite indefinidamente hasta que se detenga.

3.3 Modelado de sólidos

Para el modelado de los sólidos a representar en la simulación, se emplea el software Blender, con este software se realizan todas las partes involucradas en una endodoncia. En este trabajo es de suma importancia el realizar el modelado de las herramientas y piezas detalles, lo más precisas posible, esto permitirá al usuario tener una mayor experiencia.

En la figura 35, se presenta del libro de Wheeler “Anatomía, fisiología y oclusión dental”, el dimensionamiento del segundo molar mandibular, medidas que serán tomadas en cuenta para el modelado 3D.

TABLA 12-2 Segundo molar mandibular								
	Primeros signos de calcificación				2½-3 años			
	Esmalte completado				7-8 años			
	Erupción				11-13 años			
	Raíz completada				14-15 años			
TABLA DE MEDIDAS								
	LONGITUD CERVICOCLUSAL DE LA CORONA	LONGITUD DE LA RAÍZ	DIÁMETRO MESIODISTAL DE LA CORONA	DIÁMETRO MESIODISTAL DE LA CORONA EN EL CUELLO	DIÁMETRO VESTIBULOLINGUAL O BUCOLINGUAL DE LA CORONA	DIÁMETRO VESTIBULOLINGUAL O BUCOLINGUAL DE LA CORONA EN EL CUELLO	CURVATURA MESIAL DE LA LÍNEA CERVICAL	CURVATURA DISTAL DE LA LÍNEA CERVICAL
Dimensiones* aconsejadas para la técnica de modelado	7,0	13,0	10,5	8,0	10,0	9,0	1,0	0,0
*En milímetros.								

Figura 35. Medidas tomadas en cuenta para modelado [43].

En la figura 35 se encuentran las medidas reales del segundo molar mandibular, tomada en una cuadrícula milimétrica (1 mm^2), desde sus diferentes caras las cuales son; distal, oclusal, lingual, mesial y vestibular, como se muestra de ejemplo esta última en la figura 36.

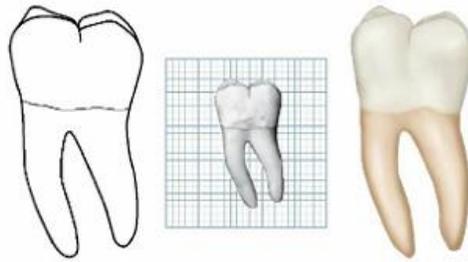


Figura 36. Escala milímetros diente [44]

Con ayuda de las referencias proporcionadas, se llevó a cabo el modelado en 3D, asegurando la equivalencia precisa entre píxeles y milímetros mediante las funciones de Blender. Se puso un especial cuidado en la precisión durante el modelado del segundo molar mandibular, así como en la implementación de herramientas y texturas pertinentes. El resultado obtenido se puede apreciar en la figura 37, la cual se adjunta a continuación.



Figura 37. Segundo molar mandibular modelado en Blender.

El segundo molar mandibular presenta dimensiones intermedias, siendo menor que el primer molar, pero mayor que el tercer molar en todas sus medidas, además, la cámara pulpar es similar al primer molar inferior y las raíces están menos separadas.

Para el diseño de la capa pulpar se tomó en cuenta la tabla 9, del manual de procedimientos endodónticos, donde se detalla por porcentaje la probabilidad de cuantos conductos podría tener por raíz.

Tabla 9. Segundo molar inferior [45].

Segundo Molar Inferior	
Promedio de erupción	11 – 13 años
Longitud mayor (inciso-apical)	22 [mm]
Longitud menor (inciso-apical)	18 [mm]
Longitud promedio	19.8 [mm]
Numero de raíces	2 o 3
	Mesial: 2 – 75 %
	1 – 25 %
Conductos	Distal: 1- 92 %
	2 – 8 %
	Conducto en C: 2.7 %

Mediante estas referencias, se realiza el modelado en 3D de la cavidad pulpar, representada en la figura 38.



Figura 38. Cavidad pulpar del segundo molar mandibular modelado en Blender.

3.4 Simulador en Unity 3D

Se desarrolló un simulador del proceso de endodoncia utilizando Unity 3D. Este simulador tiene como objetivo ser preciso e intuitivo para servir como una herramienta eficaz en la preparación de expertos en el área. Para lograr este objetivo, el simulador permite la manipulación a través de periféricos del ordenador y ofrece la opción de control mediante un dispositivo háptico especialmente diseñado, para el control del simulador.

El simulador cuenta con varias pantallas, siendo la primera la presentación del simulador misma que se presenta en la figura 39.



Figura 39. Pantalla de presentación del simulador.

En dicha pantalla contine las opciones de poder empezar el simulador, seleccionar el nivel y un botón para salir del simulador.

En la pantalla de niveles, cada nivel se encuentra por categoría de proceso donde el usuario podrá seleccionar el que desea practicar, como se presenta en la figura 40. Además, cuenta con dos botones con la función de regresar al menú principal y uno para salir del simulador.



Figura 40. Pantalla de selección de nivel del simulador.

Cada nivel del simulador incluye una pantalla inicial que describe el procedimiento. En esta ventana, los usuarios pueden informarse sobre la metodología del proceso a practicar, así como la meta a alcanzar. La pantalla cuenta con tres opciones; uno tiene la función de regresar al menú, el segundo inicializa el nivel, y el tercero saldrá del simulador, de acuerdo con lo que se muestra en la figura 41.

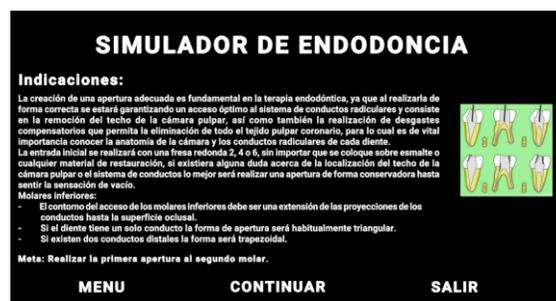


Figura 41. Pantalla de metodología del procedimiento a practicar del simulador.

En cada nivel, se debe cumplir una meta específica para avanzar al siguiente. En este caso, el objetivo es realizar la apertura inicial del segundo molar como se muestra en la figura 42.



Figura 42. Primer nivel del simulador.

Para cambiar el dispositivo de control de la herramienta entre el periférico del computador y el dispositivo háptico diseñado, es necesario acceder al menú de pausa. En esta pantalla, no solo se puede ingresar el puerto COM del dispositivo y seleccionarlo, sino que también se ofrecen opciones adicionales: reanudar el nivel, reiniciar el nivel, regresar al menú principal y salir del simulador como se presenta en la figura 43.



Figura 43. Pantalla de pausa del simulador.

El esquema de flujo que presenta el proceso del simulador se detalla en la figura 44.

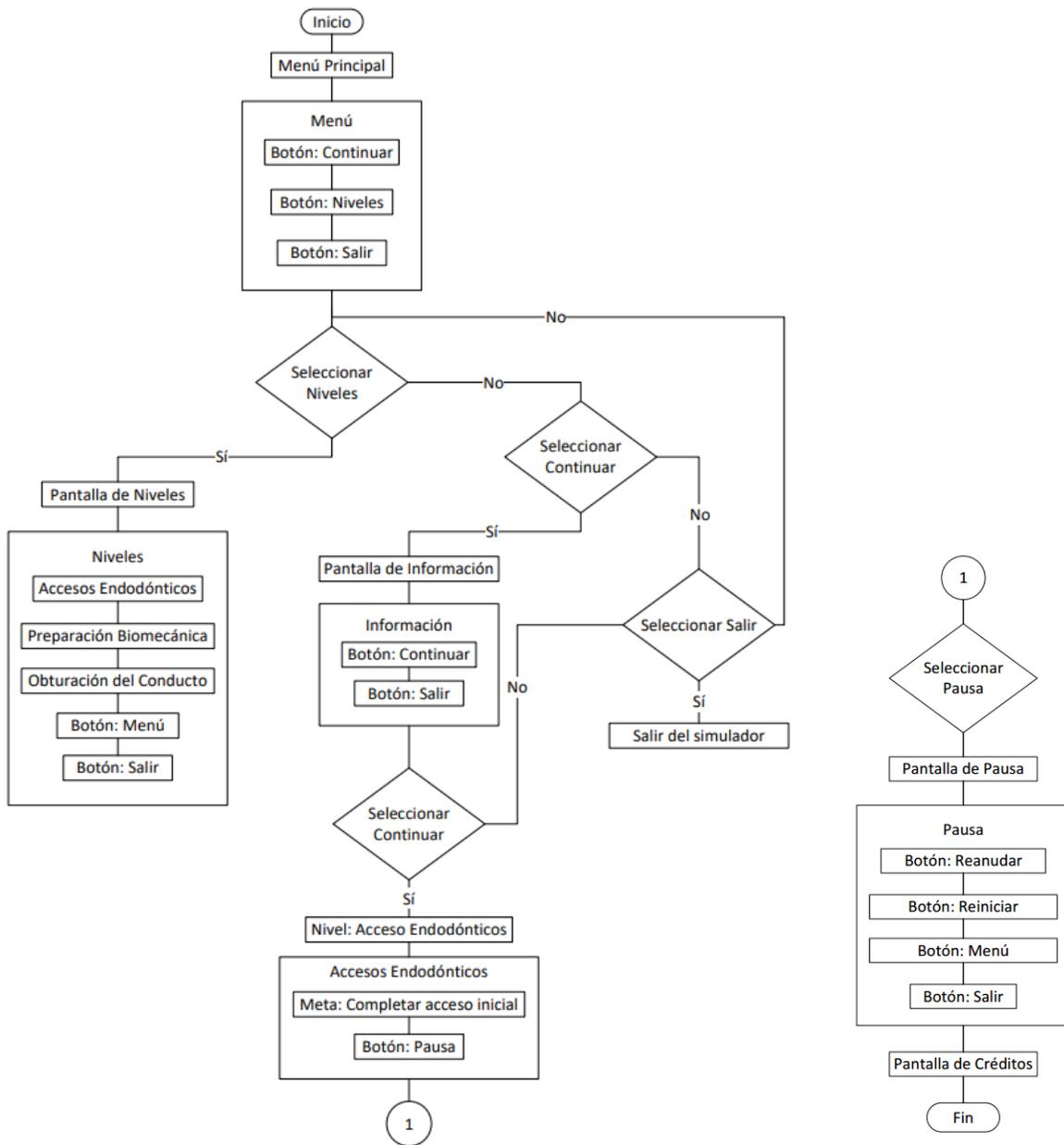


Figura 44. Diagrama de flujo del funcionamiento del simulador.

En la figura 44, se ilustra el esquema de flujo del simulador. El simulador incluye un menú principal con tres opciones: continuar, niveles y salir. Si se selecciona la opción de continuar, el simulador avanza a través de los seis niveles programados en secuencia, presentando una pantalla

de explicación antes de cada nivel. Al finalizar todos los niveles, se muestra la pantalla de créditos y se concluye el simulador. Si se elige la opción de niveles en el menú principal, el usuario puede seleccionar cualquiera de los seis niveles para trabajar. Por último, la opción de salir en el menú principal permite al usuario salir del simulador.

3.5 Comunicación entre Arduino con Unity

Para el envío de la información entre el dispositivo háptico diseñado y el simulador de Unity se establece la comunicación por puerto serial, mediante una velocidad 115200 baudios. En la figura 35 se ilustra el esquema de flujo del software desarrollado en Unity para establecer la comunicación con Arduino.

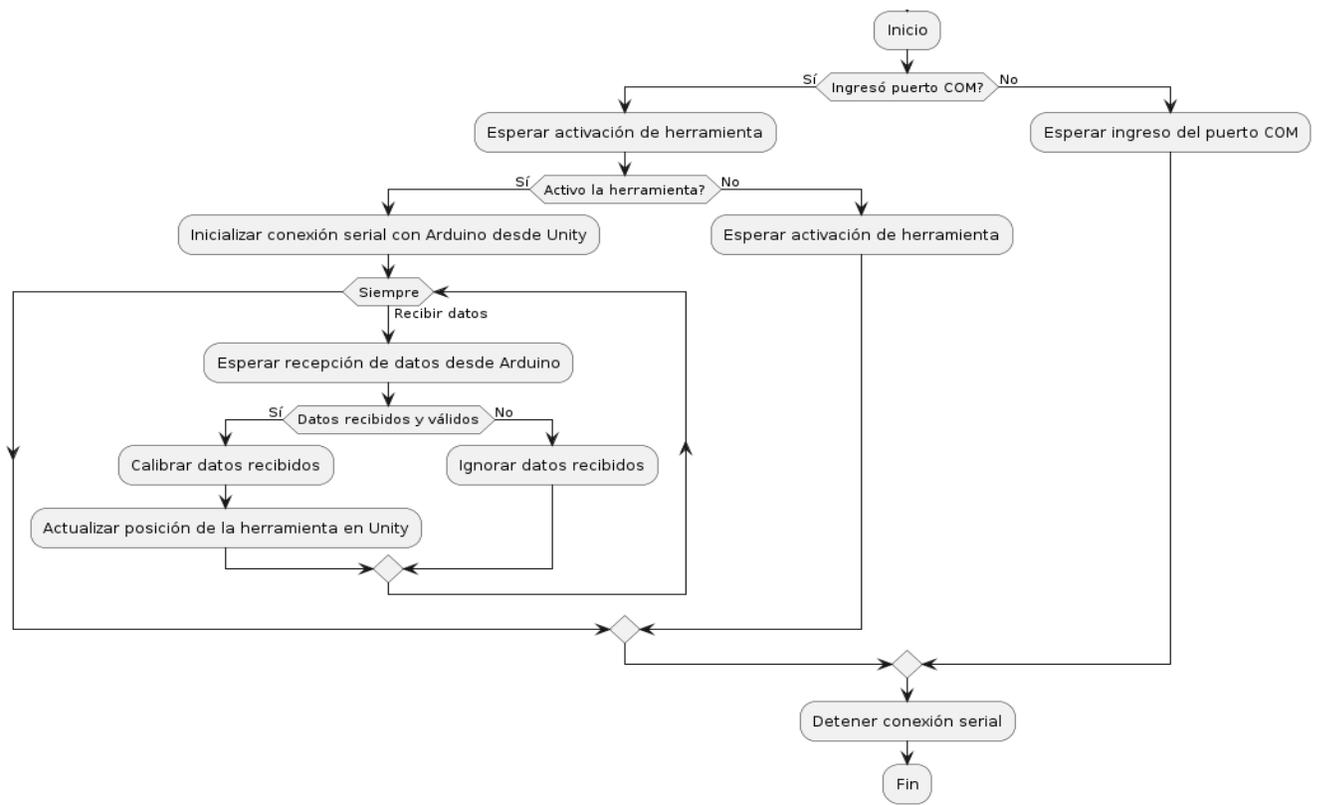


Figura 45. Diagrama de flujo Unity.

El proceso comienza con la verificación del puerto COM y la activación de la herramienta. Una vez activada, se establece una conexión serial entre Unity y Arduino. A partir de ese momento, se inicia un ciclo continuo de recepción de datos desde Arduino. Estos datos son validados inicialmente para asegurar su integridad y consistencia. Posteriormente, se calibran para garantizar que se encuentren dentro de los rangos esperados y sean adecuados para la aplicación.

Durante la validación, se verifica que los datos no contengan errores ni valores atípicos que puedan comprometer la precisión del sistema. Si los datos cumplen con los criterios de validación, se procede a su calibración para ajustar cualquier desviación y asegurar que las mediciones reflejen con precisión la posición y el movimiento de la herramienta. Si los datos son válidos y calibrados correctamente, se actualiza la posición de la herramienta en Unity, permitiendo una representación precisa y en tiempo real de las acciones del usuario. Si los datos no son válidos, se descartan para evitar errores en la simulación.

Este ciclo de recepción, validación, calibración y actualización de datos se repite continuamente, asegurando una comunicación fluida y precisa entre el hardware y el software. El proceso se mantiene en funcionamiento hasta que se decida finalizar la conexión serial, momento en el cual se concluye el procedimiento.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS Y RESULTADOS

En esta sección, se examinará el rendimiento del dispositivo a través de la realización de diversas pruebas.

4.1 Gráficas de movimiento del dispositivo

El funcionamiento y control del simulador dependen de los sensores integrados en el dispositivo, específicamente un acelerómetro y un potenciómetro. Tras la escala y procesamiento de los datos recolectados, se lograron establecer paralelismos y equivalencias entre las unidades medidas y las simuladas.

4.1.1 Acelerómetro MPU 6050

Este sensor se empleó para determinar la posición en los ejes X e Y. Los datos recolectados pueden fluctuar en un rango de 16384 a -16384 en ambos ejes. La figura 46 incluye un ejemplo de movimientos que alcanzan los límites del rango en el eje X.

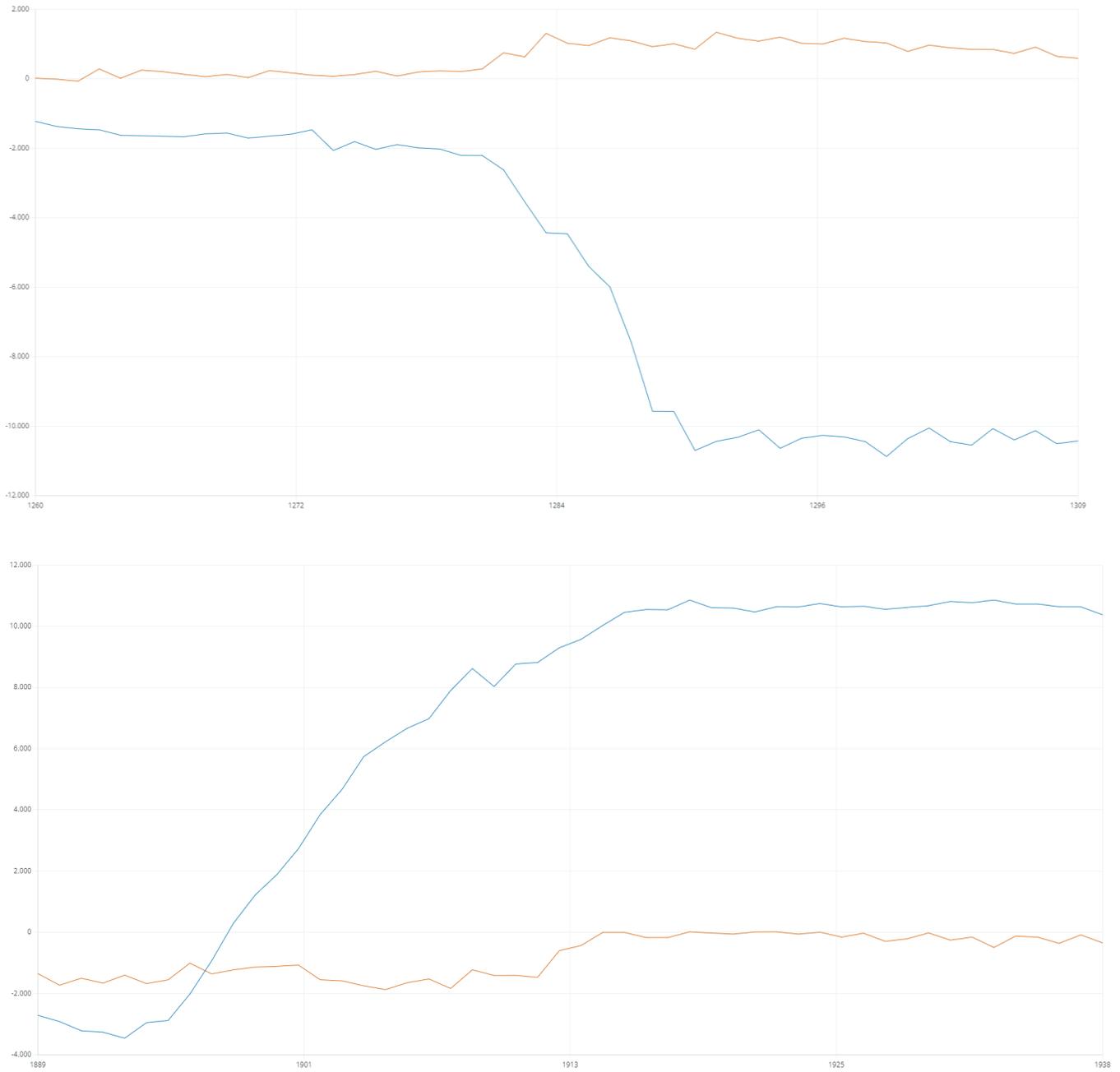


Figura 46. Rango del movimiento en el eje X.

De igual forma para el eje y, se tiene el mismo rango de datos, a continuación, en la figura 47 se adjuntará un ejemplo de los datos obtenidos para el eje Y.

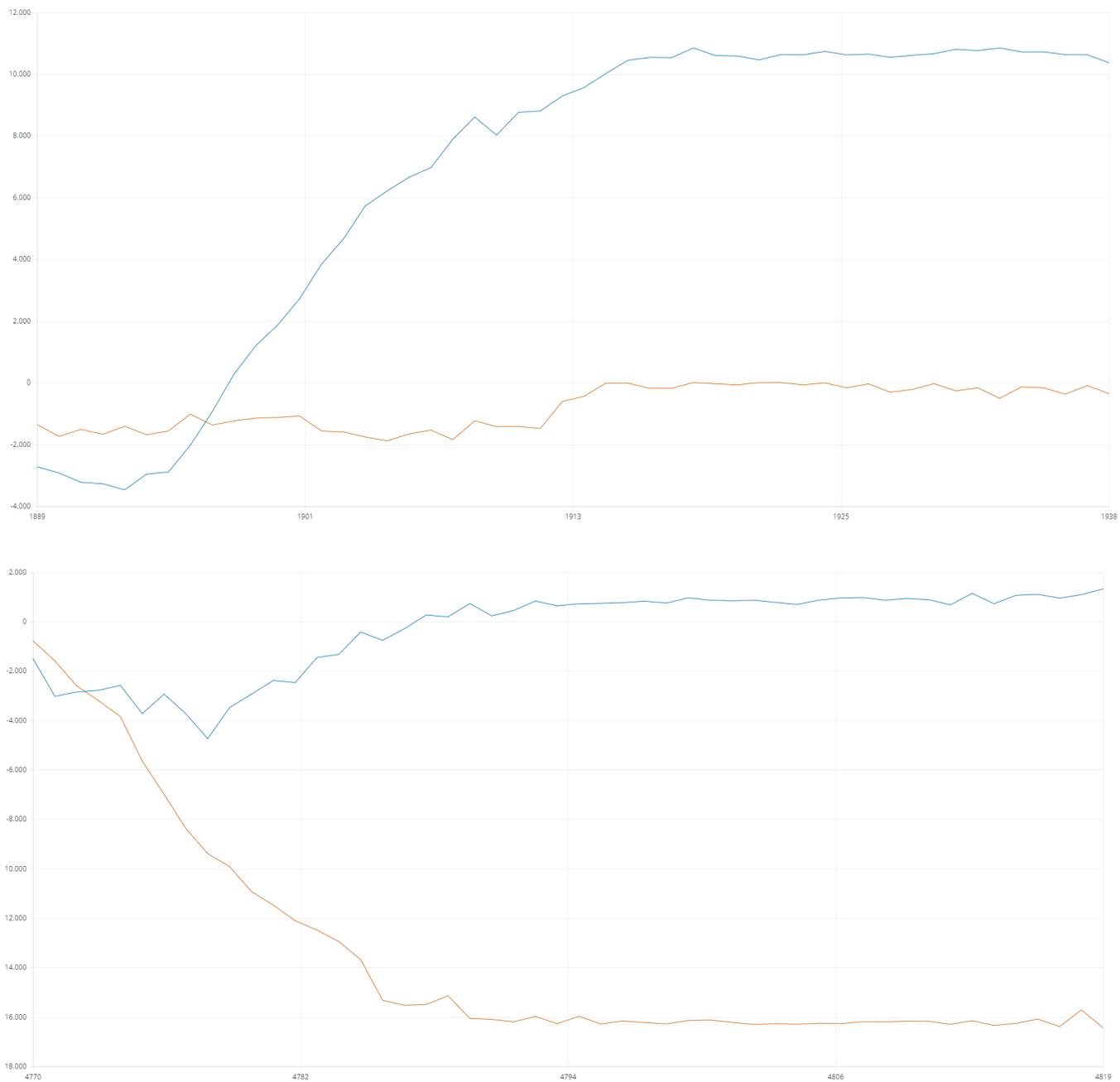


Figura 47. Rango del movimiento en el eje Y.

4.1.2 Potenciómetro

Este sensor se incorporó exclusivamente para captar el movimiento del eje Z. Sus valores se procesaron para garantizar su compatibilidad y equivalencia con los datos obtenidos del acelerómetro. El rango de valores del potenciómetro oscila entre 960 y 743. La figura 48 presenta una gráfica ejemplificando el rango de movimiento del potenciómetro.

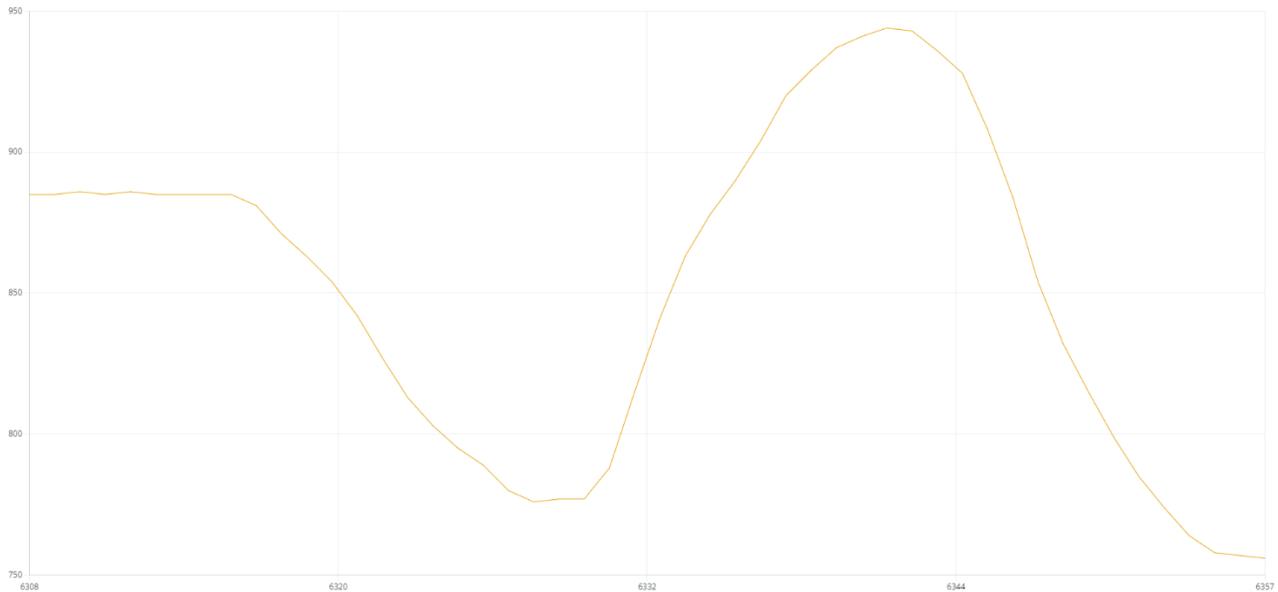


Figura 48. Rango de movimiento del potenciómetro.

La integración de los datos proporcionados por los sensores permite la manipulación de las herramientas dentro del simulador. Debido a la calibración del rango de movimiento para cada eje, siempre habrá un valor que influya en la herramienta. Esto es evidente durante la operación del simulador. En la tabla 10 se detalla el rango de movimiento del dispositivo háptico.

Tabla 10. Rangos de movimiento en el dispositivo Háptico.

Sensor	Datos obtenidos del ADC			Aceleración [1g]
	Valor mínimo	Valor medio	Valor Máximo	
Acelerómetro en el eje X	-10000	0	10000	0,61
Acelerómetro en el eje Y	-16000	0	16000	0,98
Potenciómetro	743	917	992	

4.2 Posición del dispositivo háptico vs posición del simulador

Utilizando Arduino, se pueden medir las magnitudes reales relacionadas con el movimiento. Luego, estos datos se procesan y escalan en Unity para la simulación, lo que permite observar las equivalencias entre los datos obtenidos por los sensores y los valores que permiten el movimiento a la herramienta en el simulador, datos representados en la tabla 11.

Tabla 11. Posición del dispositivo háptico vs posición del simulador.

Posición	Sensor	Posición del dispositivo háptico	Posición del simulador
	Acelerómetro eje X	0	-1,923758E-05



Intermedia

Acelerómetro eje Y	0	0,02822671
Potenciómetro eje Z	917	-1,22337E-11



Izquierda

Acelerómetro eje X	-10000	-0,005124973
Acelerómetro eje Y	0	0,02822671
Potenciómetro eje Z	917	-1,22337E-11



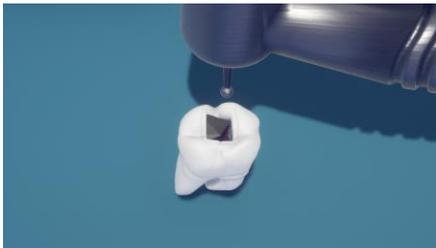
Derecha

Acelerómetro eje X	10000	0,004890161
Acelerómetro eje Y	0	0,02822671
Potenciómetro eje Z	917	-1,22337E-11
Acelerómetro eje X	0	-1,923758E-05
Acelerómetro eje Y	-16000	0,03225844



Frente

Potenciómetro eje Z	917	-1,22337E-11
---------------------	-----	--------------



Atrás

Acelerómetro eje X	16000	-1,923758E-05
--------------------	-------	---------------

Acelerómetro eje Y	0	0,01024744
--------------------	---	------------

Potenciómetro eje Z	917	-1,22337E-11
---------------------	-----	--------------



Abajo

Acelerómetro eje X	0	-1,923758E-05
--------------------	---	---------------

Acelerómetro eje Y	0	0,02822671
--------------------	---	------------

Potenciómetro eje Z	992	0.008047358
---------------------	-----	-------------

Acelerómetro eje X	0	-1,923758E-05
--------------------	---	---------------

Acelerómetro eje Y	0	0,02822671
--------------------	---	------------



Potenciómetro eje Z

743

0,004380644

Arriba

Los datos obtenidos tras la calibración indican que el movimiento necesario es mínimo, lo cual es crucial cuando se trabaja con piezas pequeñas. En el contexto de la endodoncia, es vital que el movimiento de la muñeca sea preciso, ya que un movimiento incorrecto puede causar daños irreparables al paciente. En la Figura 49, se muestra el control del simulador mediante el dispositivo háptico, ilustrando cómo se logra la precisión requerida para este tipo de procedimientos.

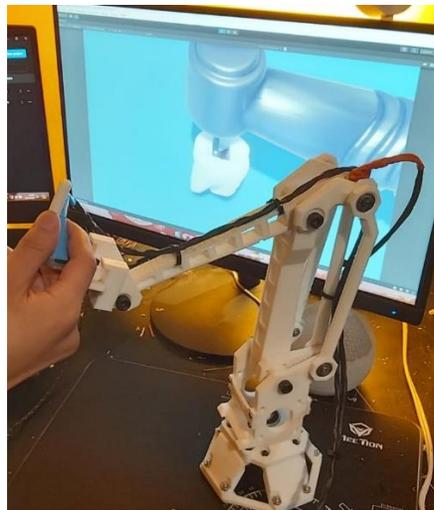


Figura 49. Control del simulador mediante el dispositivo háptico.

4.3 Costos de implementación del prototipo

Durante la fabricación del proyecto se afrontaron varios gastos en todas las facetas, teniendo en cuenta el diseño, implementación y prototipado.

4.3.1 Costos implicados en diseño

Antes de iniciar el diseño del proyecto, fue necesario investigar el proceso de endodoncia, se realizó mediante la consulta de diversas fuentes externas. Estos esfuerzos se considerarán dentro de los costos asociados al desarrollo del proyecto propuesto.

En la tabla 12 se detallan los gastos realizados para el diseño del prototipo.

Tabla 12. Detalle gastos diseño.

Cantidad	Descripción	Precio Total (USD)
1	50 horas Investigación dispositivo.	30
1	70 horas investigación simulador.	50
1	20 horas bosquejado y simulaciones eléctricas y mecánicas.	30
Total		110

4.3.2 Costos implicados en diseño mecánico.

Durante la implementación mecánica, se consideraron diversos gastos relacionados con el proyecto, que abarcaron desde el proceso de manufactura seleccionado hasta los insumos necesarios para su ejecución.

En la tabla 13 se detalla los gastos afrontados para el diseño mecánico del proyecto.

Tabla 13. Detalles gastos diseño mecánico.

Cantidad	Descripción	Precio por unidad (USD)	Precio Total (USD)
9	RODAMIENTO F624ZZ DO4	0,7	6,3
9	RODAMIENTO F686ZZ D07.	0,8	7,2
1	RODAMIENTO 26EXT - 9.INT	6	6
26	TORNILLO AVELLANADO HEX M4X16	0,05	1,3

8	TORNILLO CON CABEZA HUECA HEXAGONAL M4X16	0,06	0,48
8	TORNILLO HEX M3X8	0,05	0,4
1	TORNILLO HEX M6X60	0,2	0,2
4	TORNILLO AVELLANADO HEX M4X20	0,04	0,16
1	TORNILLO HEX M6X50	0,2	0,2
1	TORNILLO HEX M6X40	0,2	0,2
3	TUERCA HEX M6 ABRIDADA PAR DOMINANTE	0,1	0,3
28	TUERCAS M4	0,05	1,4
20	Horas Impresión 3D en PLA.	5	100

1	Ensamble	10	10
Total			134,14

4.3.3 Gastos afrontados diseño electrónico

Durante la implementación electrónica, se tuvieron en cuenta varios gastos relacionados con el proyecto, incluyendo el ensamblaje del circuito y su integración en el dispositivo háptico.

En la tabla 14 se detalla los gastos afrontados para el diseño electrónico del proyecto.

Tabla 14. Detalles Gastos diseño electrónico

Cantidad	Descripción	Precio por unidad (USD)	Precio Total (USD)
1	Arduino nano	7,5	7,5
1	Acelerómetro MPU 6050	3	3
1	Potenciómetro 10k	0,5	0,5
1	Elementos varios	1	1
1	Ensamble	10	10

Total

22

4.3.4 Gastos afrontados Prototipado

En la fase de prototipado, se consideraron diversos gastos asociados al proyecto, incluyendo tanto el diseño del software de control y simulación como su implementación en el dispositivo.

En la tabla 15 se detalla los gastos afrontados para el prototipado del proyecto.

Tabla 15. Detalles Gastos prototipado

Cantidad	Descripción	Precio por unidad (USD)	Precio Total (USD)
1	Diseño software de simulación	80	80
1	Diseño software de control dispositivo	30	30
1	Implementación del proyecto	100	100
	Total		210

4.3.5 Precio total

Durante todo el proyecto se tuvo en cuenta varios costos asociados a su ejecución, los cuales se resumen en las principales fases, siendo diseño, implementación mecánica, electrónica y finalmente su prototipado.

En la tabla 16 se detalla los gastos afrontados para la realización del proyecto.

Tabla 16. Tabla resumen de Gastos.

Cantidad	Descripción	Precio Total (USD)
1	Costos diseño	110
1	Costos diseño mecánico	134,14
1	Costos diseño electrónico	22
1	Costos prototipados del proyecto	210
	Total	476,14

Los valores finales obtenidos indican que, con una inversión de \$476,14 USD, es posible replicar el proyecto. Esto resulta significativamente más económico para una institución que instruye a sus estudiantes en el proceso de endodoncia, ya que los simuladores físicos utilizados actualmente tienen precios en el rango de \$5 a \$12 USD y solo se pueden utilizar una vez. En cambio, el simulador háptico propuesto puede usarse innumerables veces, lo que equivale a haber comprado

100 bloques de entrenamiento para endodoncia, que son los más simples y comúnmente utilizados como introducción a la asignatura en las universidades de Quito, Ecuador.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En esta sección se abordarán las conclusiones y recomendaciones derivadas del proyecto de diseño de un simulador de endodoncia utilizando dispositivos hápticos.

CONCLUSIONES

- En el campo de la formación en endodoncia, existen diversas alternativas innovadoras, como simuladores físicos con bloques de entrenamiento, modelos impresos en 3D, simuladores virtuales que detallan los procedimientos metodológicos y dispositivos de realidad virtual para enseñar la anatomía radicular. Una herramienta destacada en este ámbito es el uso de sensores hápticos, los cuales permiten una simulación altamente realista de los procedimientos médicos. Estos sensores replican la sensación y el uso de herramientas médicas reales, convirtiéndose en una solución prometedora para la formación y simulación en endodoncia.
- La creación del simulador se estructuró en dos etapas fundamentales. La primera etapa incluyó el diseño electrónico y mecánico para la construcción del sensor háptico. La segunda etapa se centró en el diseño en 3D del segundo molar. Esta integración de herramientas resultó en una simulación virtual que reproduce de la mejor manera el proceso de endodoncia.
- El sensor háptico fue diseñado con cuatro grados de libertad, permitiendo movimientos en los ejes X, Y, y Z. Debido a la complejidad de los movimientos, se realizaron cálculos individuales para los elementos críticos: el pasador principal (movimiento en el eje X), el manipulador (movimiento en el eje Z), el eslabón del potenciómetro (movimiento en el eje Y) y el pasador de la base del dispositivo (movimiento alrededor del eje Y). Los factores de seguridad obtenidos para estos componentes fueron 91.4, 172.1, 7.06 y 7.62 respectivamente, indicando que el dispositivo no fallará y tendrá una larga vida útil.

- Para el control del dispositivo háptico se utilizaron sensores IMU, específicamente el acelerómetro MPU6050 y un potenciómetro. El acelerómetro proporciona datos de aceleración en los ejes tridimensionales X, Y, y Z a través de ángulos de rotación. Sin embargo, se observó que el movimiento en el eje Z se ve afectado durante la calibración en el simulador, debido a que la transformación de datos a posiciones en el entorno virtual depende de los ejes X e Y. Para resolver este problema, se empleó un potenciómetro en una parte del mecanismo que detectara el movimiento, resultando en un mejor control del dispositivo háptico.
- Los resultados obtenidos de las pruebas demuestran que este dispositivo es una opción económica y viable para la práctica de procesos de endodoncia, gracias a que el simulador está creado a una escala de 1:1, proporcionando una experiencia de usuario efectiva y coherente destacando su potencial para mejorar la experiencia educativa y de entrenamiento en entornos médicos

RECOMENDACIONES

- Se recomienda llevar a cabo una calibración detallada del acelerómetro MPU6050 y del potenciómetro en cada nivel del sistema, debido a que las restricciones varían según el nivel de la práctica. Es fundamental ajustar parámetros como sensibilidad, posiciones máximas y mínimas, amortiguamiento, umbral de movimiento y tiempo de suavizado.
- Para la simulación de deformación y factor de seguridad, se recomienda emplear un análisis de movimiento, dado que se trata de un mecanismo complejo con movimientos significativos. Esto puede resultar crítico para la precisión de la simulación. Es esencial fijar correctamente los componentes y realizar la simulación en secciones, lo que permitirá evitar problemas y obtener resultados más fiables.
- Se sugiere utilizar un acelerómetro dedicado como sensor principal en el dispositivo háptico, debido a su alta sensibilidad al movimiento lineal en los ejes principales, en lugar de las rotaciones. Este tipo de sensor es ampliamente utilizado en el desarrollo de dispositivos hápticos profesionales, controles para videojuegos y gafas de realidad virtual.
- Se sugiere emplear una base amplia para el dispositivo háptico, dado que movimientos bruscos por parte del usuario podrían provocar su vuelco, lo cual podría resultar en daños a los componentes mecánicos y electrónicos del dispositivo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Guía práctica de endodoncia - odontoinfo. (s.f.). ODONTOINFO.
<https://www.odontoinfo.com/guia-practica-de-endodoncia/>
- [2] "The LEONARDO dental simulator". The LEONARDO Dental Simulator. (accedido el 12 de enero de 2023).
- [3] La Escuela Universitaria ADEMA-UIB instala el primer simulador dental virtual 3D háptico portátil del mundo para cirugías bucodentales - Gaceta Dental. (s.f.). Gaceta Dental. <https://gacetadental.com/2021/07/simulador-dental-virtual-3d-hapticocirugias-bucodentales-27144/>
- [4] Especialidad en endodoncia. (s.f.). UEES - Universidad Espiritu Santo.
[https://uees.edu.ec/postgrado/salud/especialidad-en-endodoncia\](https://uees.edu.ec/postgrado/salud/especialidad-en-endodoncia/)
- [5] “Enfermedades de la pulpa dental | Causas y cómo detectarlas”. Raga. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible:
<https://www.ragaortodoncia.com/blog/enfermedades-la-pulpa-dental/>
- [6] “Pulpa dental: características y funciones | Adeslas Dental”. Adeslas Dental - Clínica Dental Adeslas. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible:
<https://www.adeslasdental.es/pulpa-del-diente/#:~:text=Qué%20es%20la%20pulpa%20dental&text=Pues%20bien,%20la%20pulpa%20dental,sanguíneos%20y%20el%20tejido%20conectivo.>
- [7] “Pulpa dental: características y funciones | Adeslas Dental”. Adeslas Dental - Clínica Dental Adeslas. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible:
<https://www.adeslasdental.es/pulpa-del-diente/#:~:text=Qué%20es%20la%20pulpa%20dental&text=Pues%20bien,%20la%20pulpa%20dental,sanguíneos%20y%20el%20tejido%20conectivo.>
- [8] “Pulpa dental: características y funciones | Adeslas Dental”. Adeslas Dental - Clínica Dental Adeslas. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible:
<https://www.adeslasdental.es/pulpa-del-diente/#:~:text=Qué%20es%20la%20pulpa%20dental&text=Pues%20bien,%20la%20pulpa%20dental,sanguíneos%20y%20el%20tejido%20conectivo.>

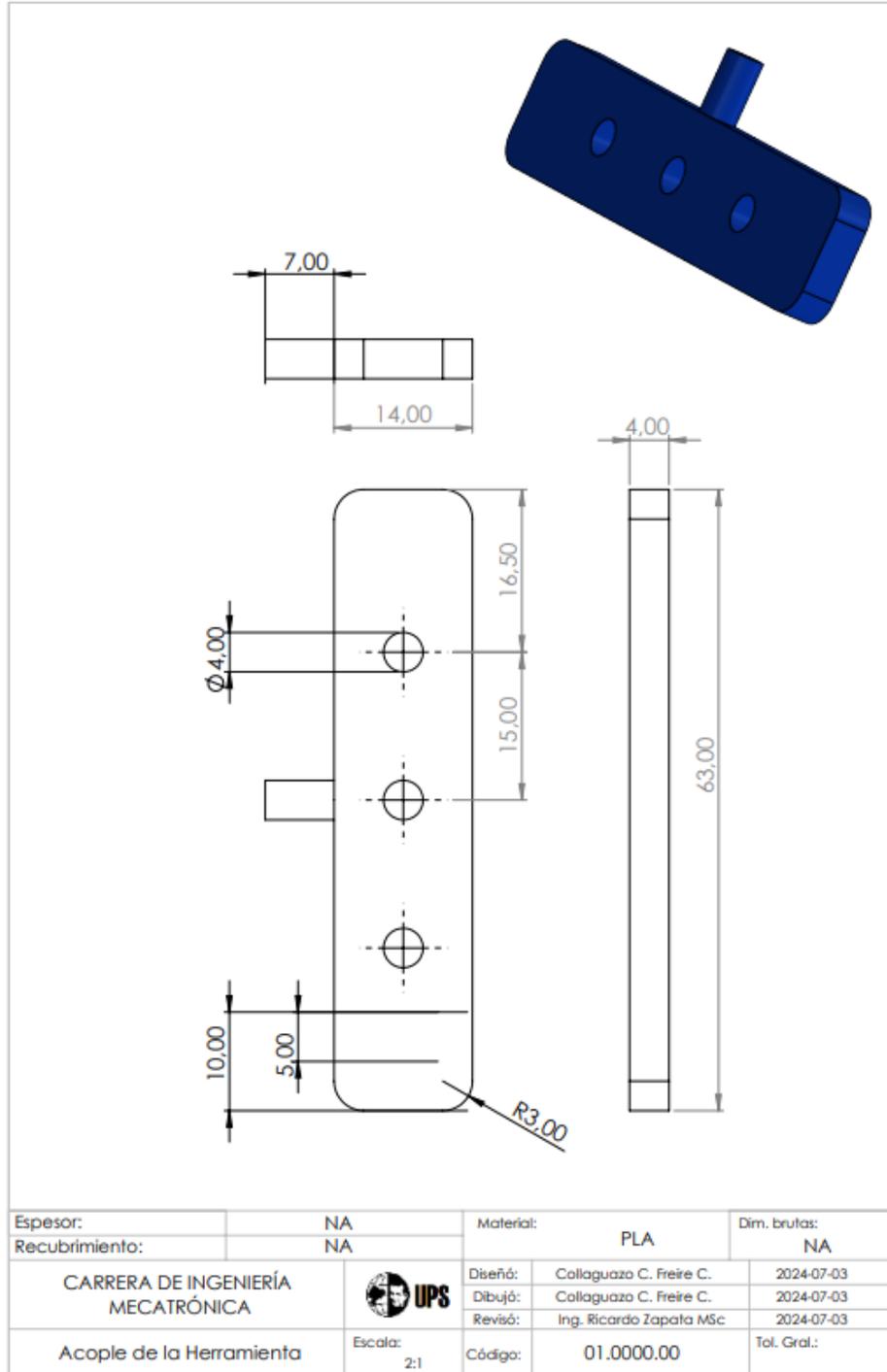
- [17] “Bloque de entrenamiento de endodoncia”. <https://dentalperez.com.ec/>. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible: <https://dentalperez.com.ec/producto/bloque-de-entrenamiento-de-endo/>
- [18] “Digital Anatomics | Conoce los dientes impresos en 3D”. Digital Anatomics Blog. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.digitalanatomics.com/blog/es/dientes-impresos-en-3d/>
- [19] “Modelos en impresión 3D para prácticas de endodoncia”. <https://docs.bvsalud.org>. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible: <https://docs.bvsalud.org/biblioref/2023/10/1511309/v31n02a01.pdf>
- [20] “EndoVR - Delec”. Delec. Accedido el 5 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: https://delec.com.ar/es/simulacion_medica/endovr/
- [21] “Home - EndoExperience”. EndoExperience. Accedido el 5 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: <https://endoexperience.com/>
- [22] Jhonson L, Thomas G, Dow S, Stanford C. An initial evaluation of the Iowa Dental Surgical Simulator. *Journal of Dental Education*. 2000;64(12):847-53.
- [23] “Dental Cone-beam Computed Tomography | FDA”. U.S. Food and Drug Administration. Accedido el 30 de abril de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-x-ray-imaging/dental-cone-beam-computed-tomography#:~:text=computed%20tomography%20devices,-,Description,-shaped%20X-ray%20beam>.
- [24] V. Hayward, O. R. Astley, M. Cruz- Hernandez, D. Grant y G. Robles- De- La- Torre, "Haptic interfaces and devices", *Sensor Review*, vol. 24, n.º 1, pp. 16–29, marzo de 2004. Accedido el 12 de enero de 2023. [En línea]. Disponible: <https://doi.org/10.1108/0260228041051577>
- [25] “Tecnología Háptica - ARTEMAR GROUP - Tecnologías inmersivas”. ARTEMAR GROUP - Tecnologías inmersivas. <https://www.artemar.net/tecnologia-haptica/> (accedido el 12 de enero de 2023).
- [26] "Dispositivos hápticos | 3D Systems". 3D Systems. <https://es.3dsystems.com/haptics> (accedido el 12 de enero de 2023).

- [27] "Unity". Unity. <https://unity.com/> (accedido el 12 de enero de 2023).
- [28] "3.2 — blender.org". blender.org. <https://www.blender.org/download/releases/3-2/> (accedido el 12 de enero de 2023).
- [29] Virteasy Dental V2 & VR (NextGen) - Dental simulator by HRV Simulation | MedicalExpo. (s.f.). MedicalExpo - The B2B marketplace for medical equipment: medical material, medical imagery, hospital furniture, laboratory equipment, etc. <https://www.medicalexpo.com/prod/hrv-simulation/product-111119-1028976.html>
- [30] World's First Haptic & VR Dental Simulator Provides Remote Training Opportunities. (s.f.). HealthySimulation.com. <https://www.healthysimulation.com/30546/vr-dental-simulation/>
- [31] Realidade Virtual na medicina: veja 5 aplicações da tecnologia. (s.f.). Portal Telemedicina. <https://portaltelemedicina.com.br/realidade-virtual-na-medicina-veja-5-aplicacoes-da-tecnologia>
- [32] "Raspberry". <https://www.raspberrypi.com/>. Accedido el 4 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.raspberrypi.com/>
- [33] Accedido el 5 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html>
- [34] "Arduino - Home". Arduino - Home. Accedido el 5 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.arduino.cc/>
- [35] Plástico PLA: Qué es, propiedades y por qué es biodegradable - 3D Town. (s.f.). 3D Town. <https://3dtownplus.com/blog/plastico-pla-material-biodegradable/>
- [36] ¿Qué es el PETG? (s.f.). Filamentos, resinas, impresoras y accesorios para impresión 3D | Filament2Print. https://filament2print.com/es/blog/49_petg.html
- [37] Grillon: propiedades y aplicaciones del material plástico | POLISANTAFE. (s.f.). POLISANTAFE. <https://polisantafe.com.ar/material-plastico-grillon/>
- [38] Análisis cinemático de un brazo robótico de 4GDL con lenguaje Python. (2018, 24 de septiembre). SlideShare. <https://www.slideshare.net/slideshow/anlisis-cinemtico-de-un-brazo-robotico-de-4gdl-con-lenguaje-python/116240217>

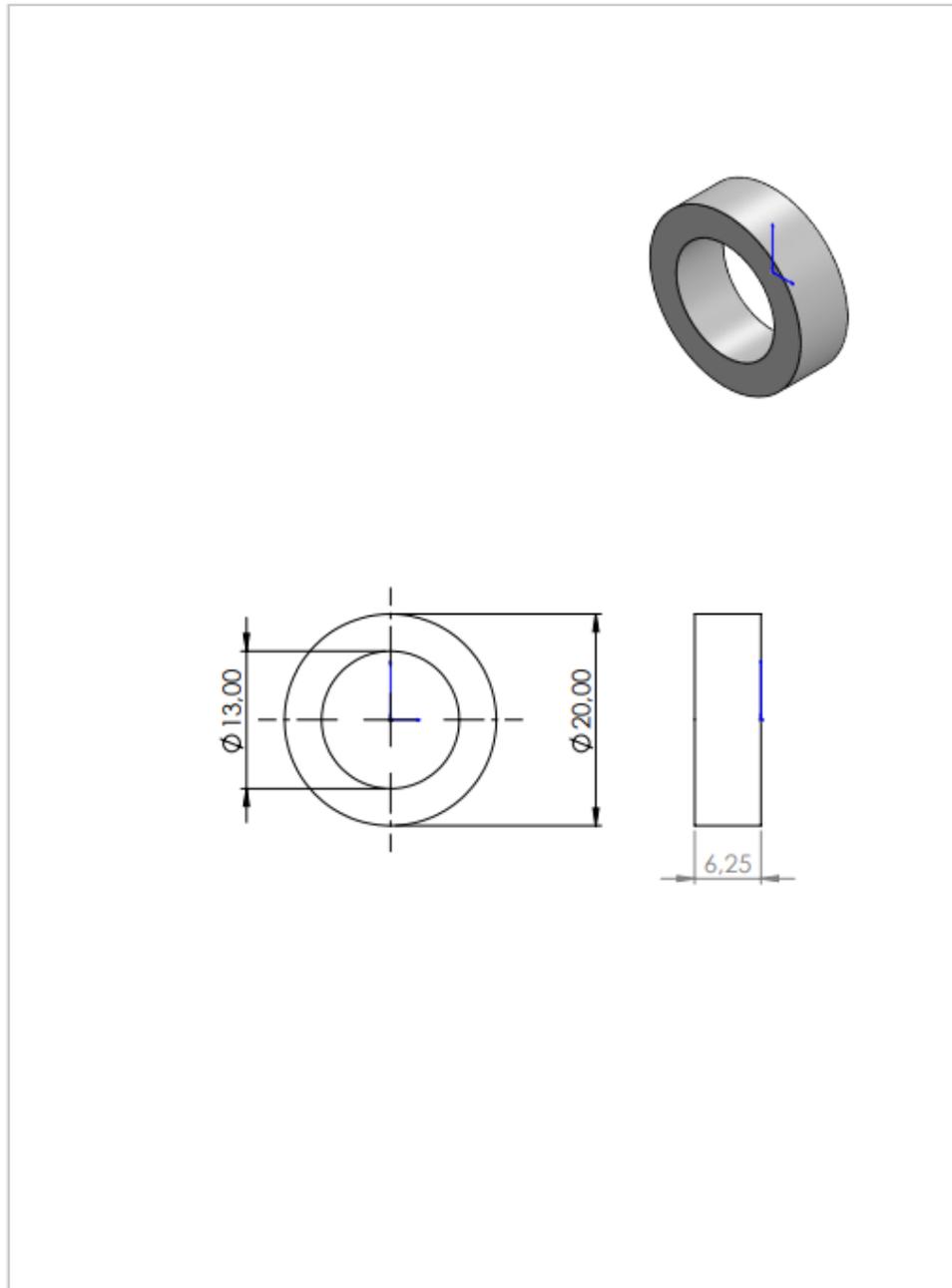
- [39] L. Llamas. “Como usar un giroscopio en nuestros proyectos de Arduino”. Luis Llamas. Accedido el 21 de junio de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.luisllamas.es/como-usar-un-giroscopio-arduino/>
- [40] L. Llamas. “Medir la inclinación con IMU, Arduino y filtro complementario”. Luis Llamas. Accedido el 21 de junio de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.luisllamas.es/medir-la-inclinacion-imu-arduino-filtro-complementario/>
- [41] L. Llamas. “Determinar la orientación con Arduino y el IMU MPU-6050”. Luis Llamas. Accedido el 21 de junio de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.luisllamas.es/arduino-orientacion-imu-mpu-6050/>
- [42] “Característica y dirección de rotación”. Thomann. Accedido el 21 de junio de 2024. [En línea]. Disponible: https://www.thomann.de/es/onlineexpert_page_potenciometros_caracteristica_y_direccion_de_rotacion.html
- [43] R. J. Nelson, E. J. Ash, and S. Nelson, Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion, 10th ed. St. Louis, MO: Elsevier, 2014.
- [44] J. Manrique y I. Triana. “Manual de procedimientos endodónticos preclínicos para la especialización en endodoncia de la universidad santo tomas Bucaramanga”. Universidad Santo Tomás. Accedido el 21 de junio de 2024. [En línea]. Disponible: <https://repository.usta.edu.co/bitstream/handle/11634/1608/2016-Manrique,%20Jonathan%20%20Triana,%20Ivan%20-trabajodegrado.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [45] Accedido el 21 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: <https://docs.rs-online.com/7ade/0900766b81698006.pdf>
- [46] “Modulo MPU9250 Acelerómetro, Giroscopio Magnetómetro MPU 9250 | MGSYSTEM”. MGSYSTEM. Accedido el 21 de mayo de 2024. [En línea]. Disponible: <https://mgssystem.cc/modulo-mpu9250-acelerometro-giroscopio-magnetometro-mpu-9250>

ANEXOS

Anexo 1. Plano del pasador del acople de la herramienta.

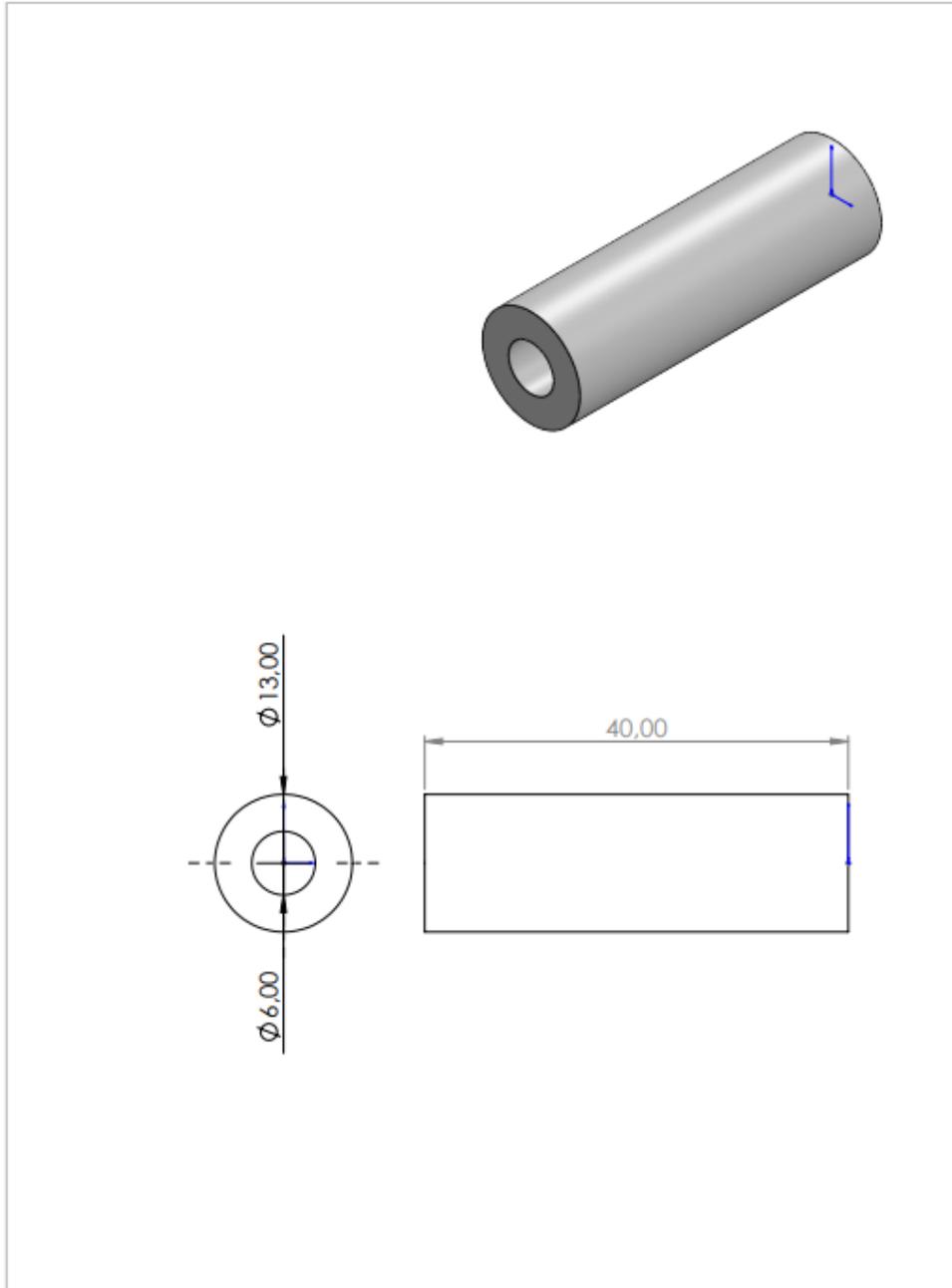


Anexo 2. Plano del primer acople.



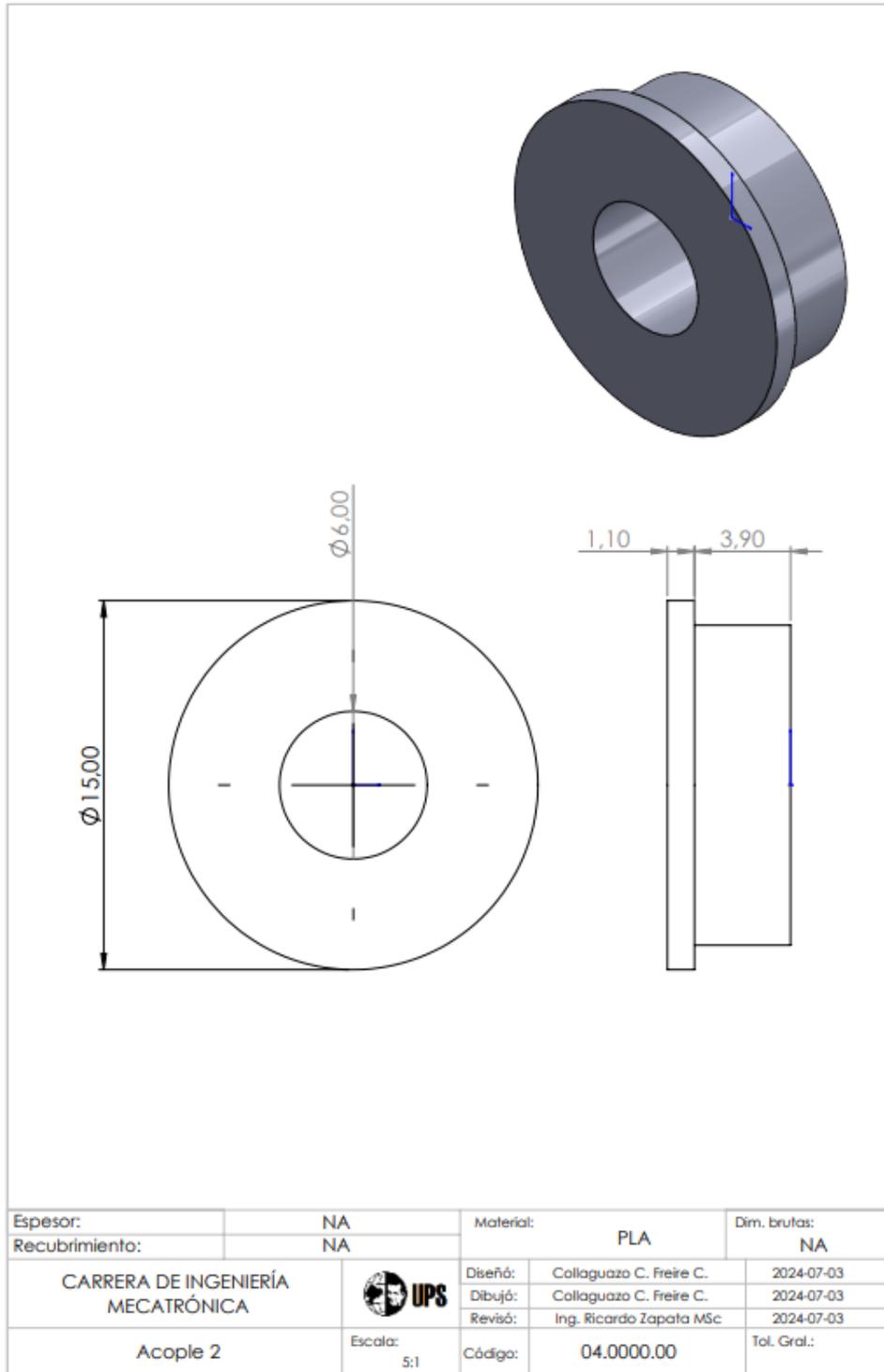
Esesor:	NA	Material:	PLA	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	NA				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Collaguazo C. Freire C.	2024-07-03	
		Dibujó:	Collaguazo C. Freire C.	2024-07-03	
		Revisó:	Ing. Ricardo Zapata MSc	2024-07-03	
Acople 1	Escala: 2:1	Código:	02.0000.00	Tol. Gral.:	

Anexo 3. Plano del buje.

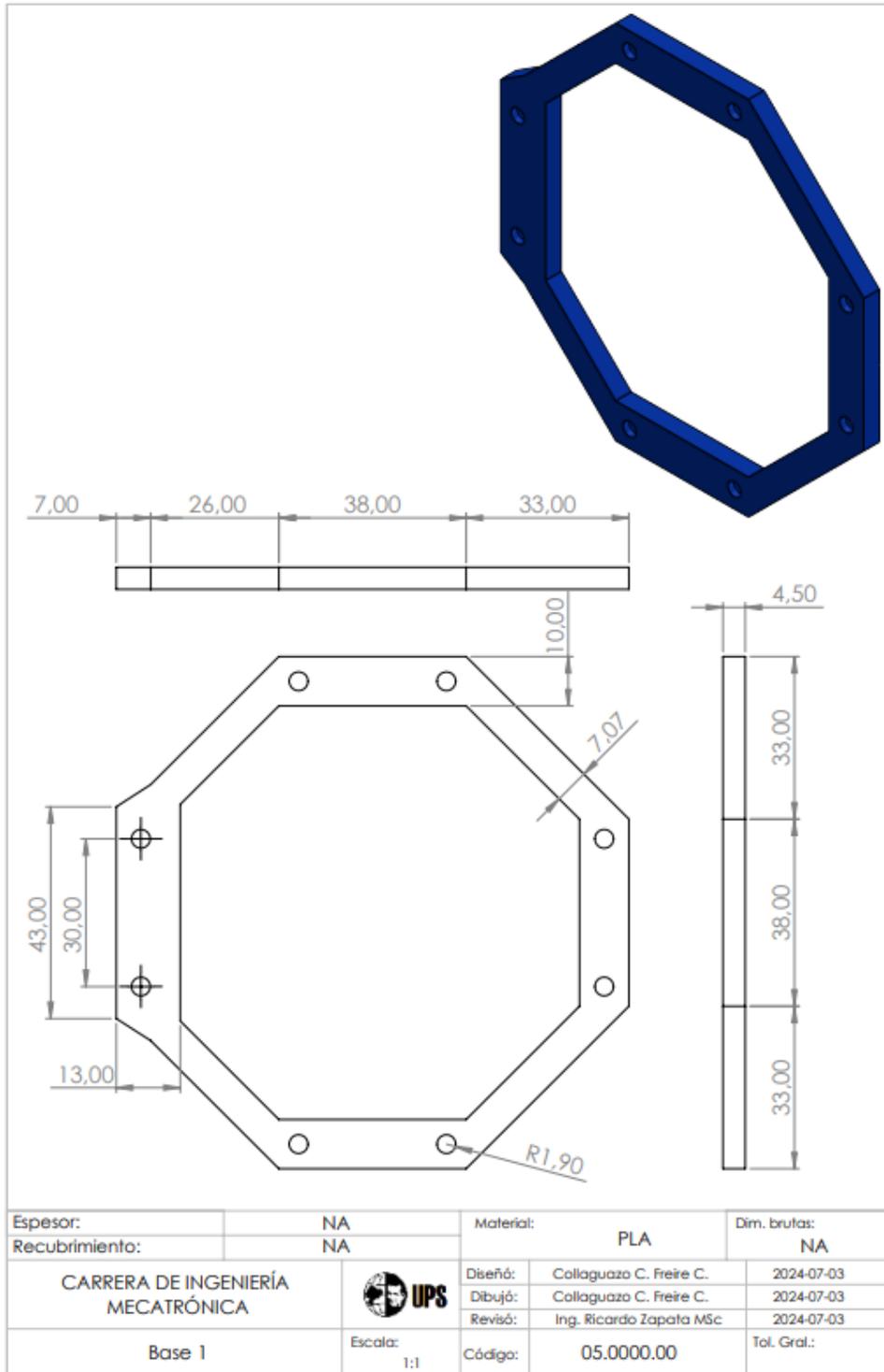


Espeor:	NA	Material:	PLA	Dim. brutas:	NA
Recubrimiento:	NA				
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA		Diseño:	Collaguazo C. Freire C.	2024-07-03	
		Dibujó:	Collaguazo C. Freire C.	2024-07-03	
		Revisó:	Ing. Ricardo Zapata MSc	2024-07-03	
Buje	Escala: 2:1	Código:	03.0000.00	Tol. Gtol.:	

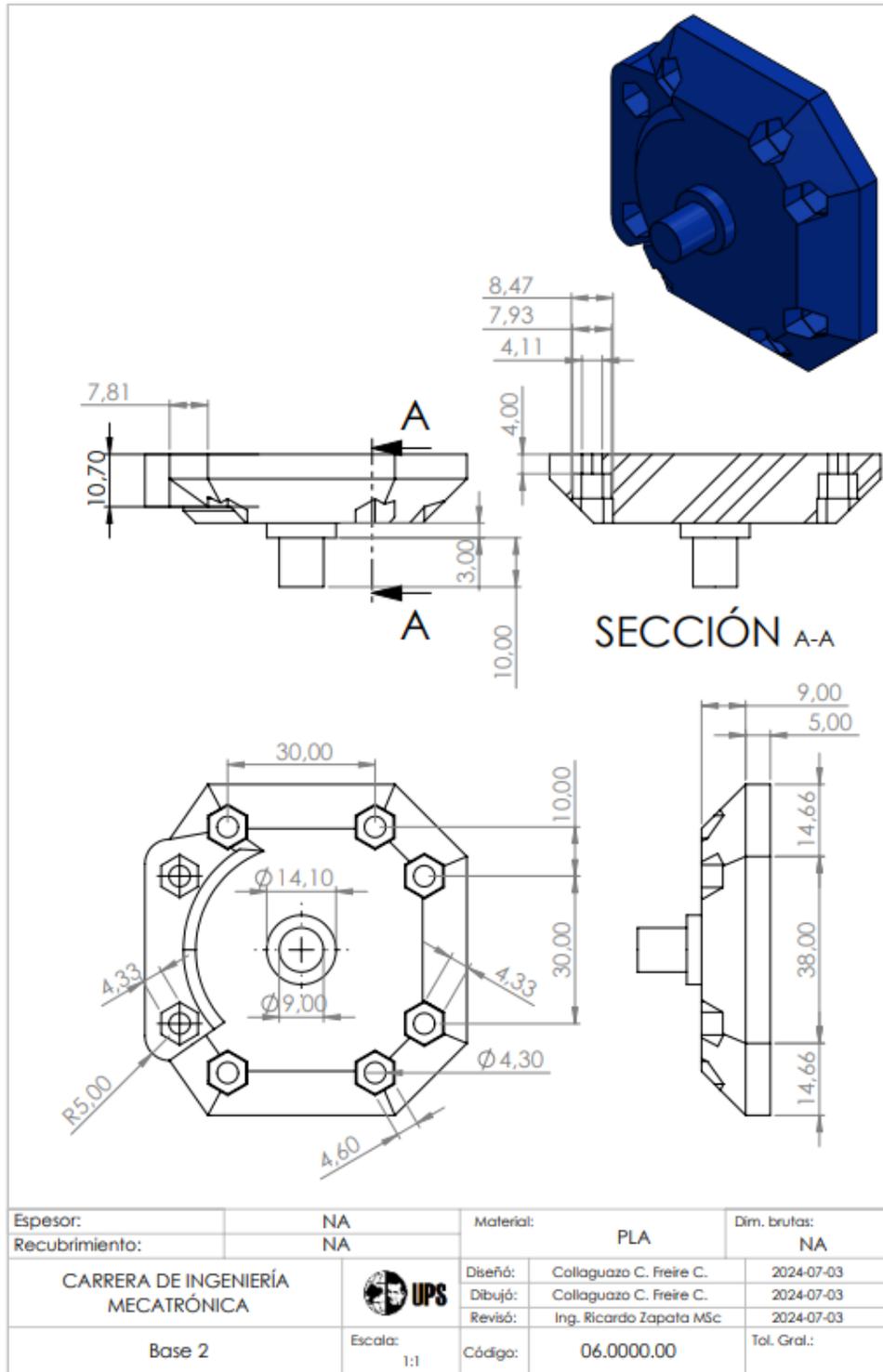
Anexo 4. Plano del segundo acople.



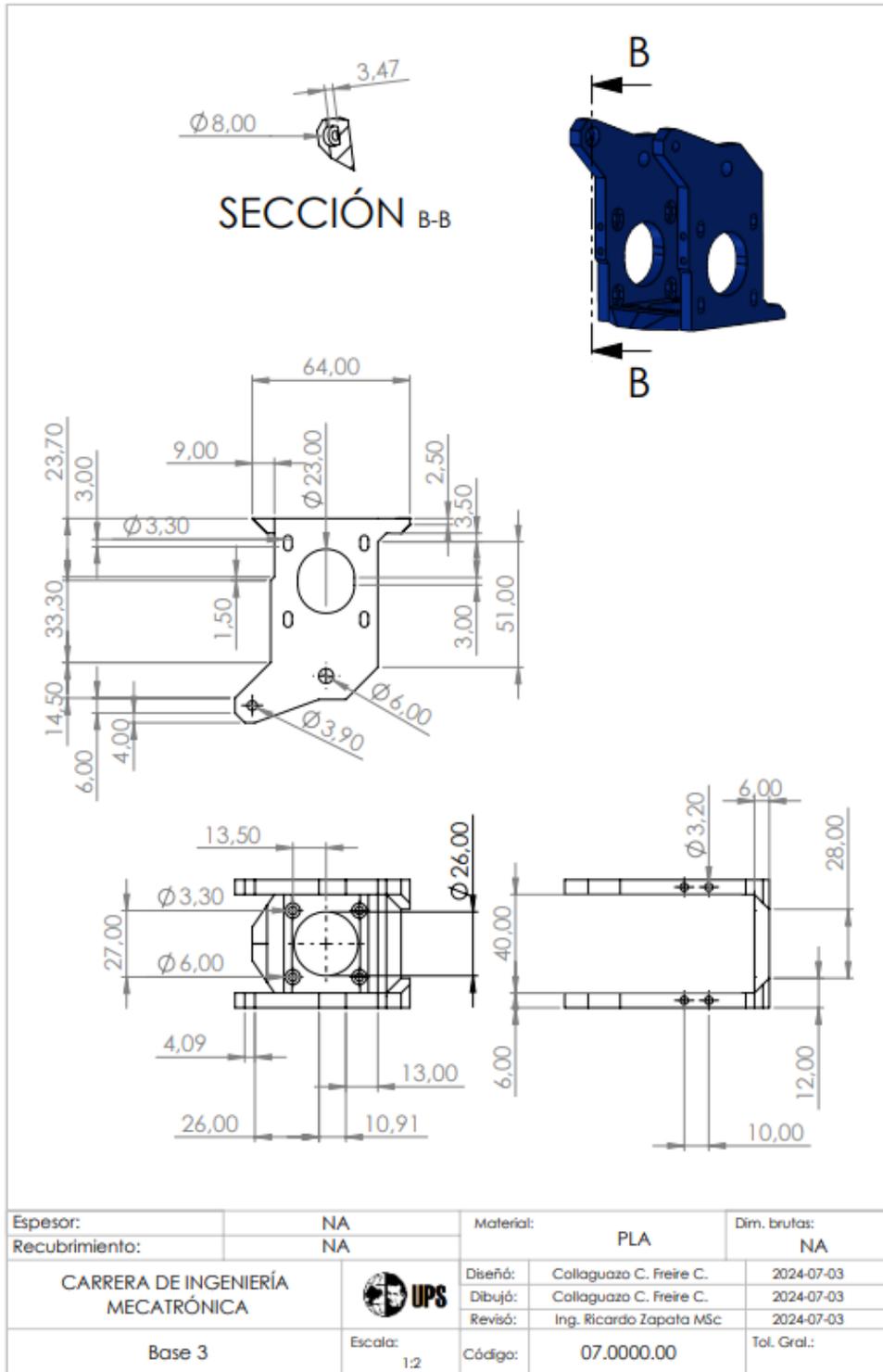
Anexo 5. Plano de la primera base.



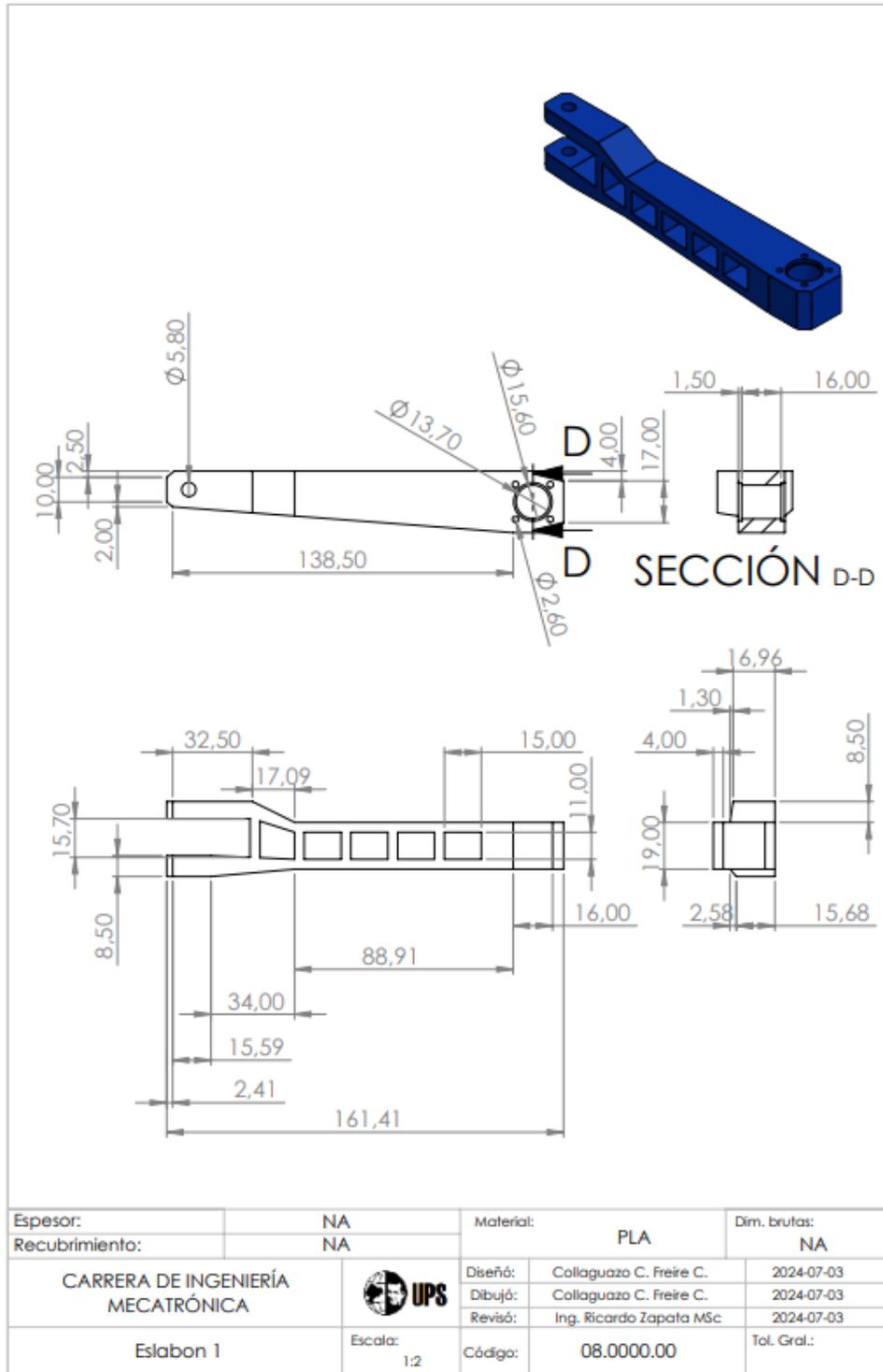
Anexo 6. Plano de la segunda base.



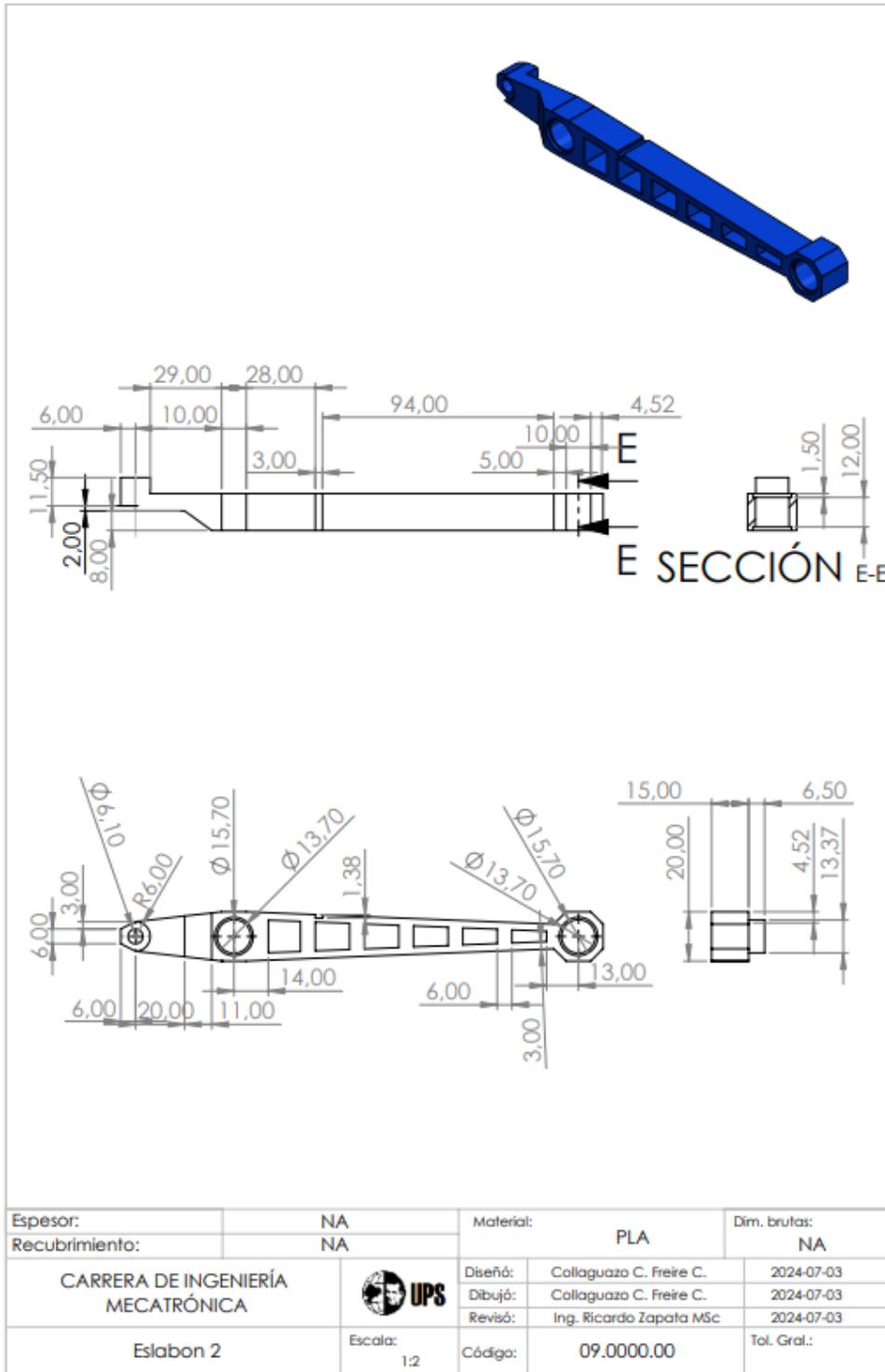
Anexo 7. Plano de la tercera base.



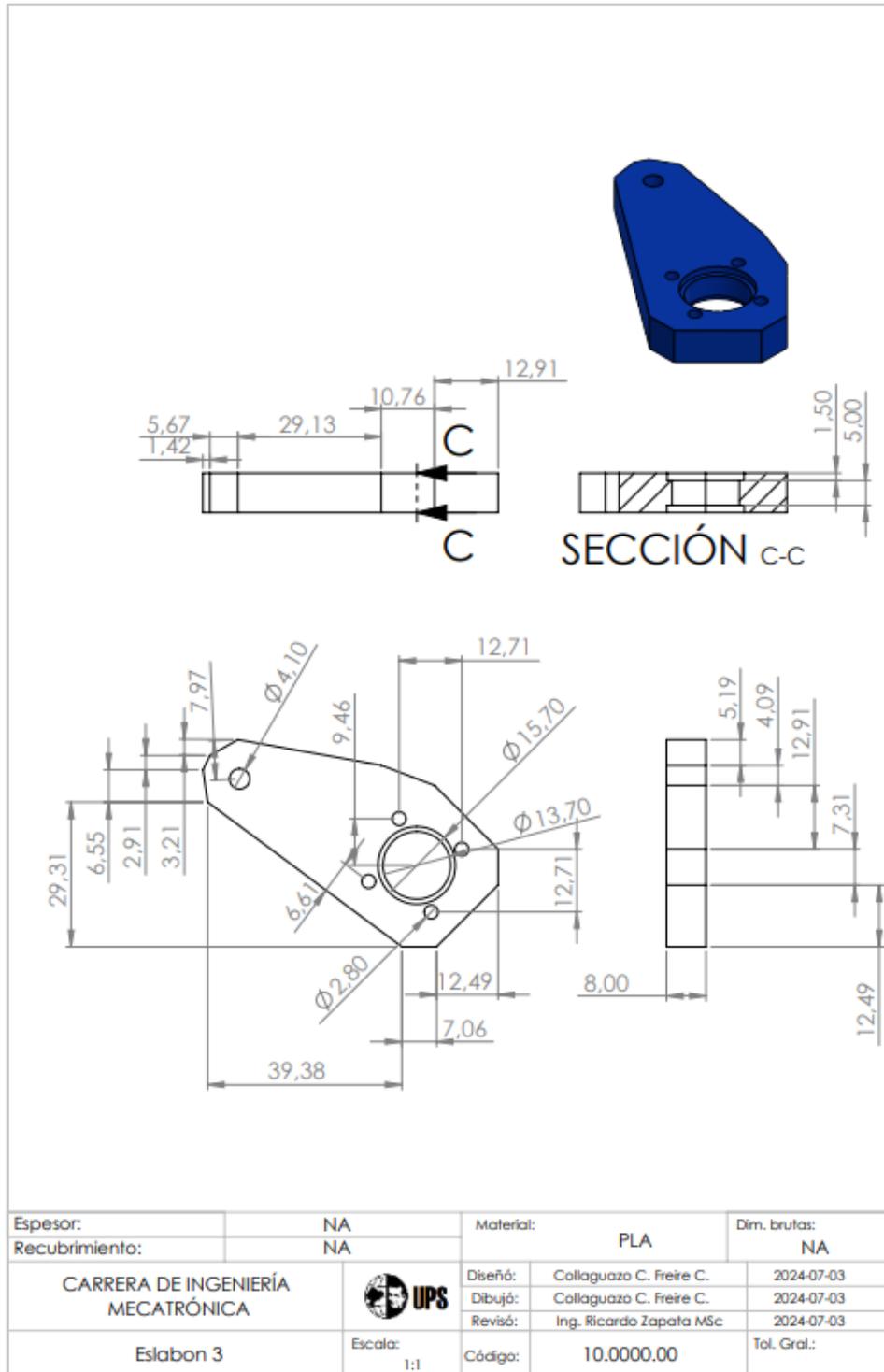
Anexo 8. Plano del primer eslabón.



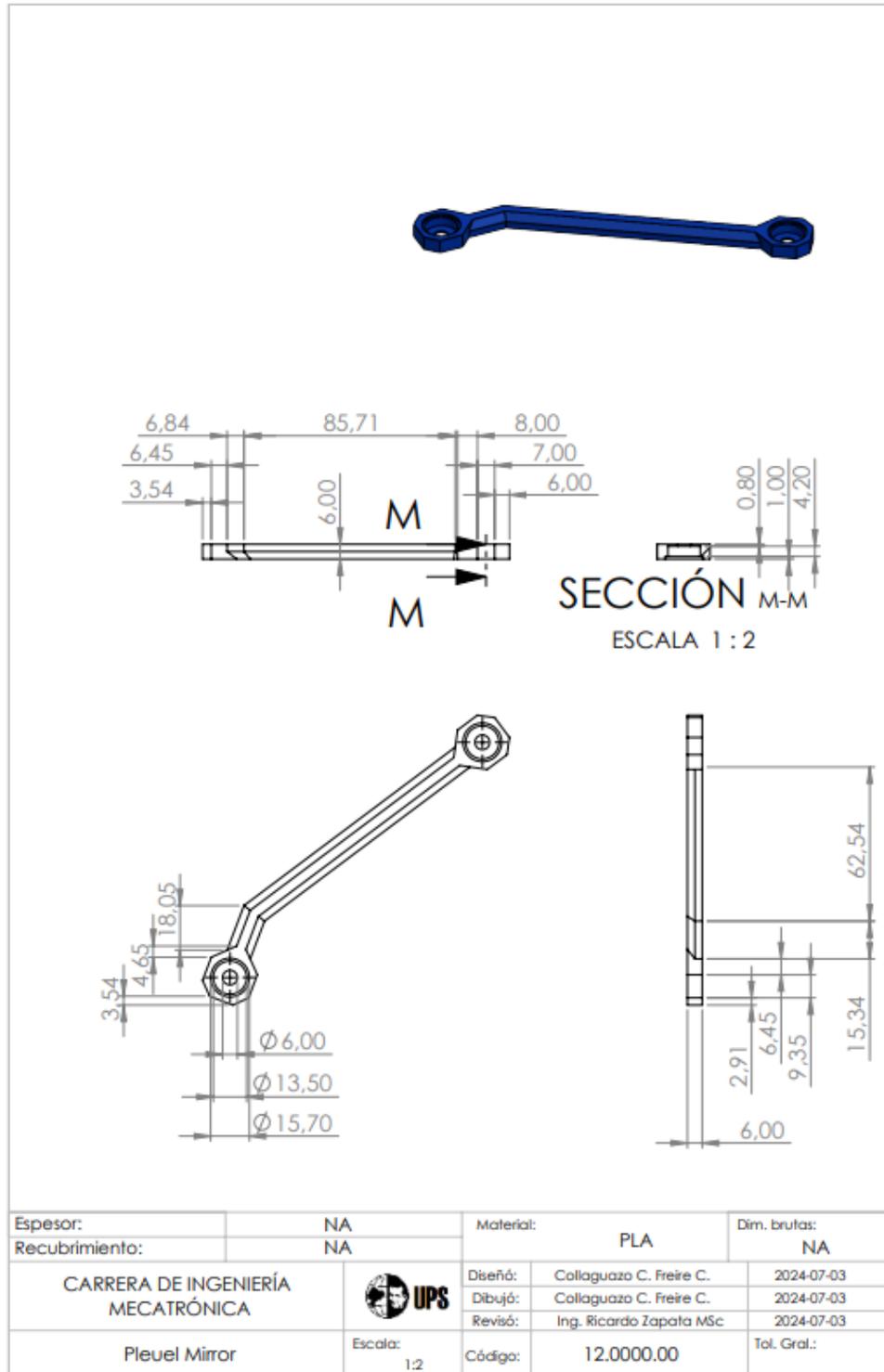
Anexo 9. Plano del segundo eslabón.



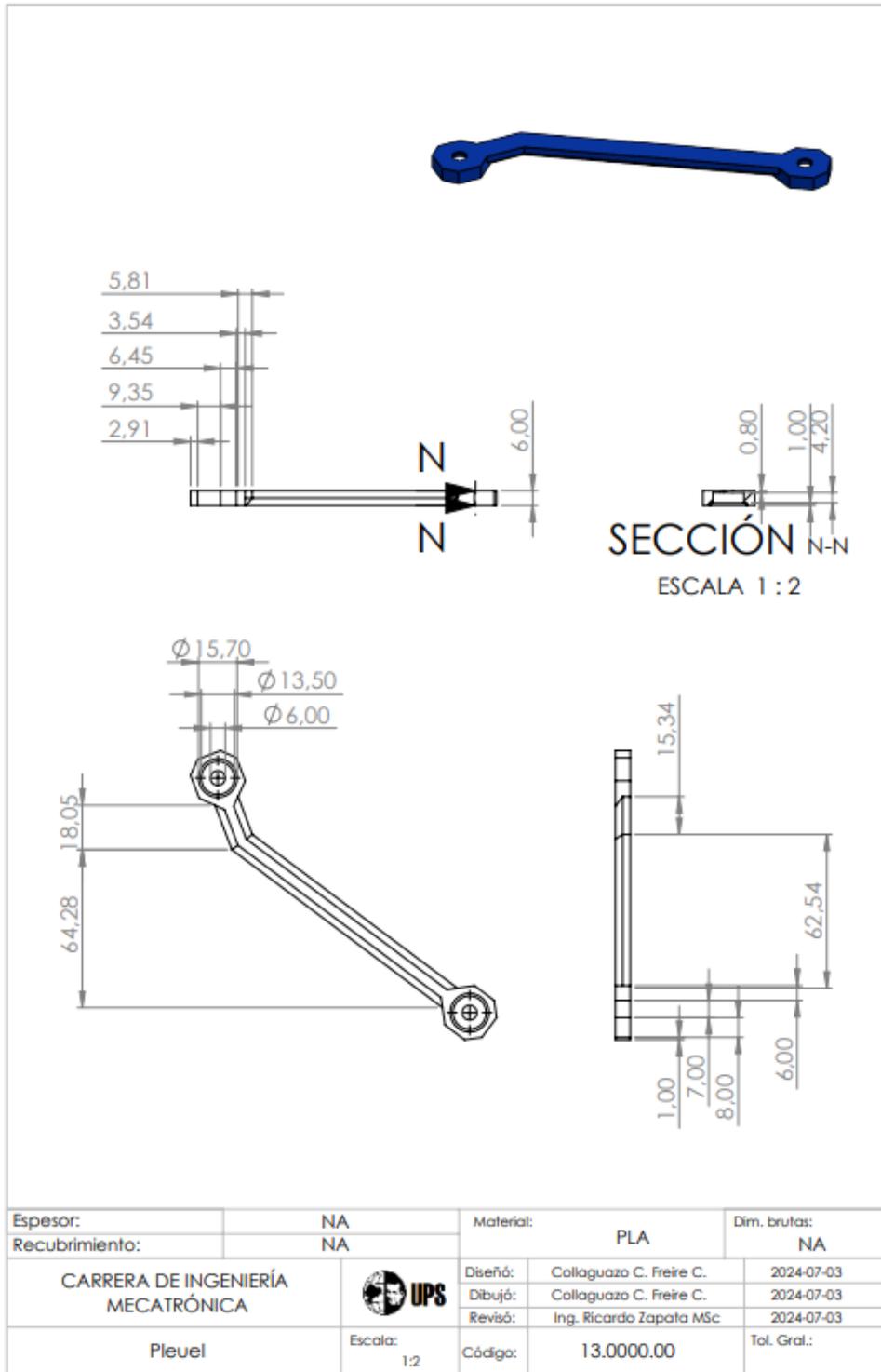
Anexo 10. Plano del tercer eslabón.



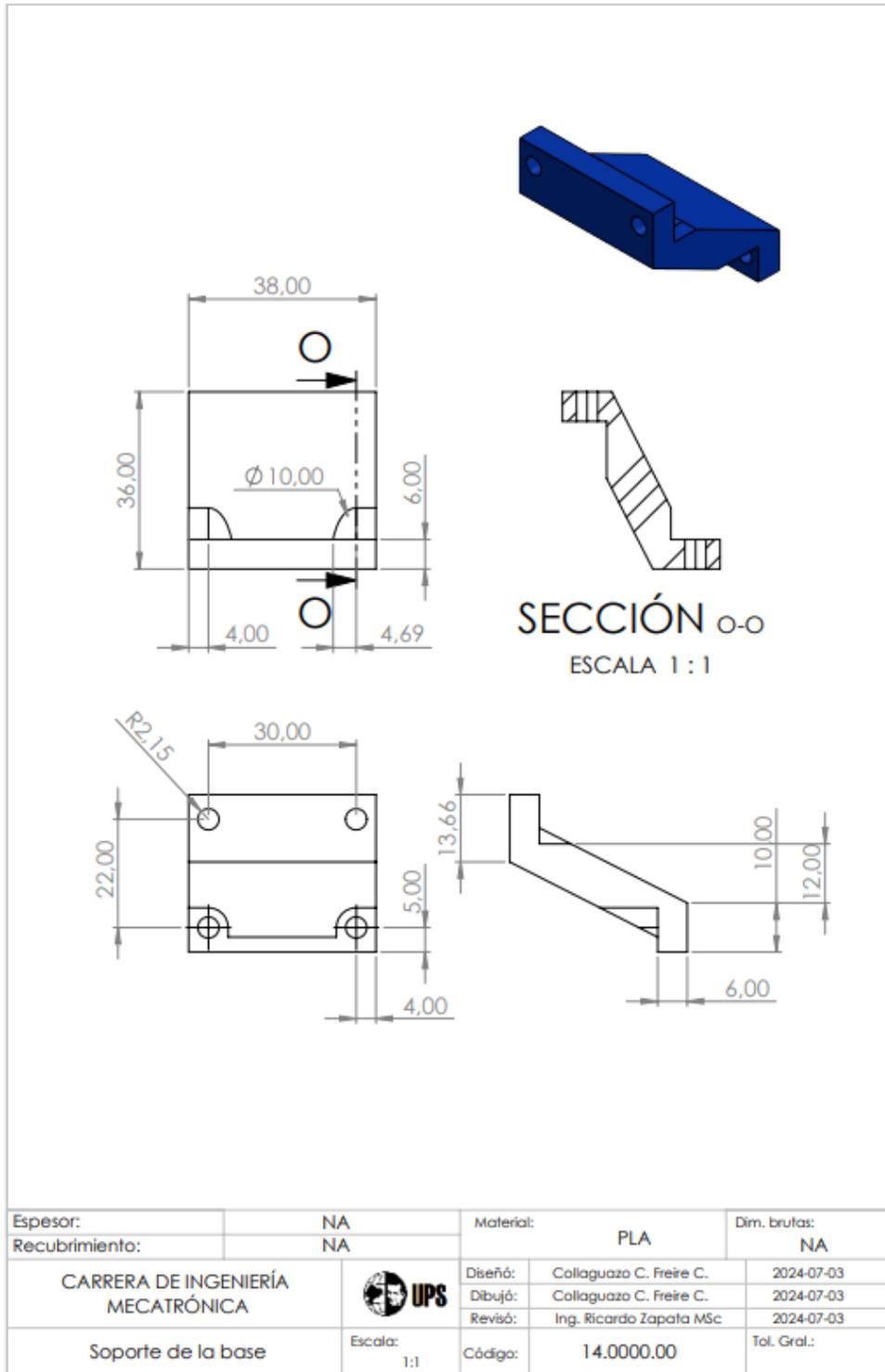
Anexo 12. Plano del Pleuel en espejo (soporte y centralizador).



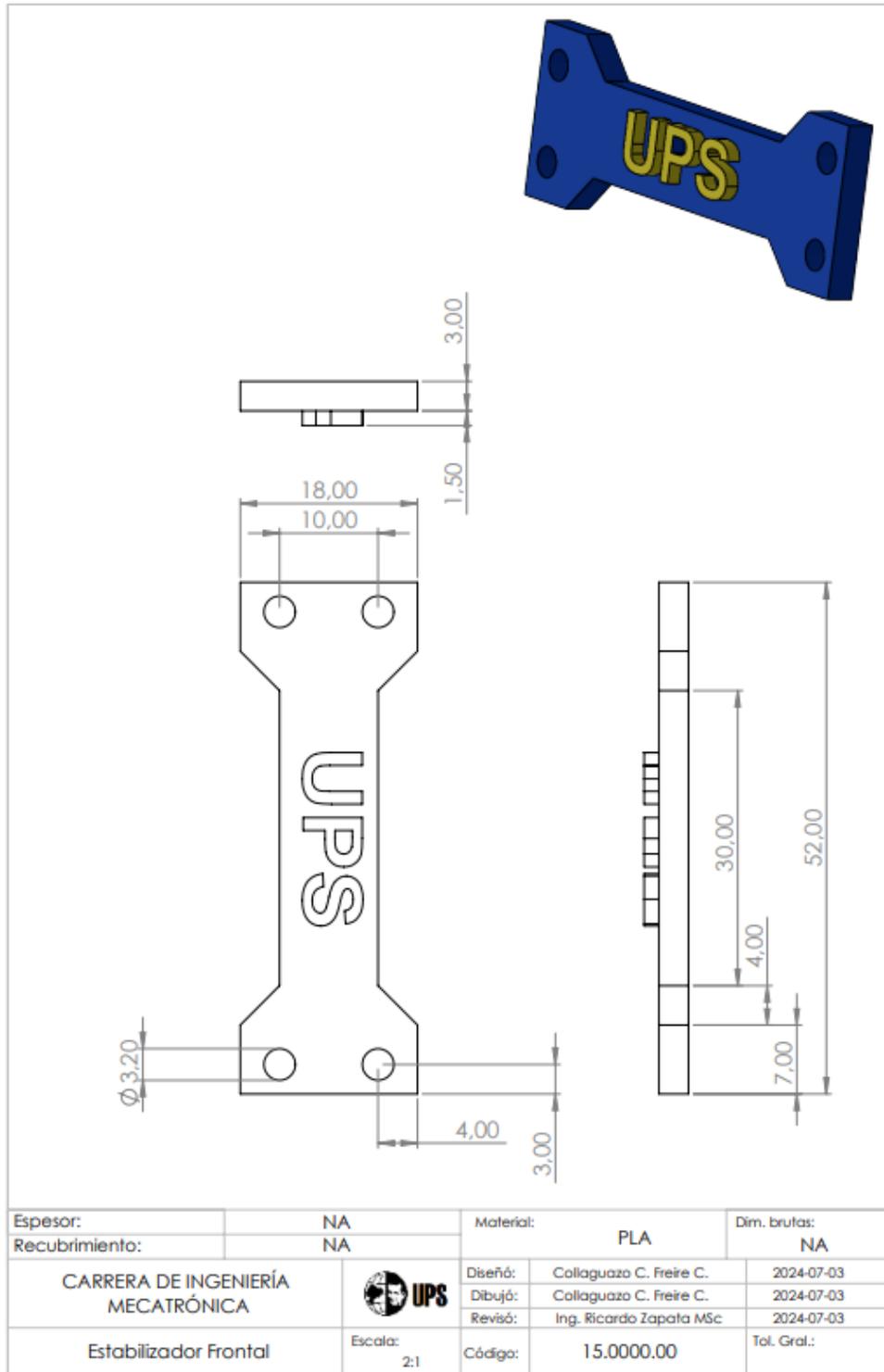
Anexo 13. Plano del Pleuel (soporte y centralizador).



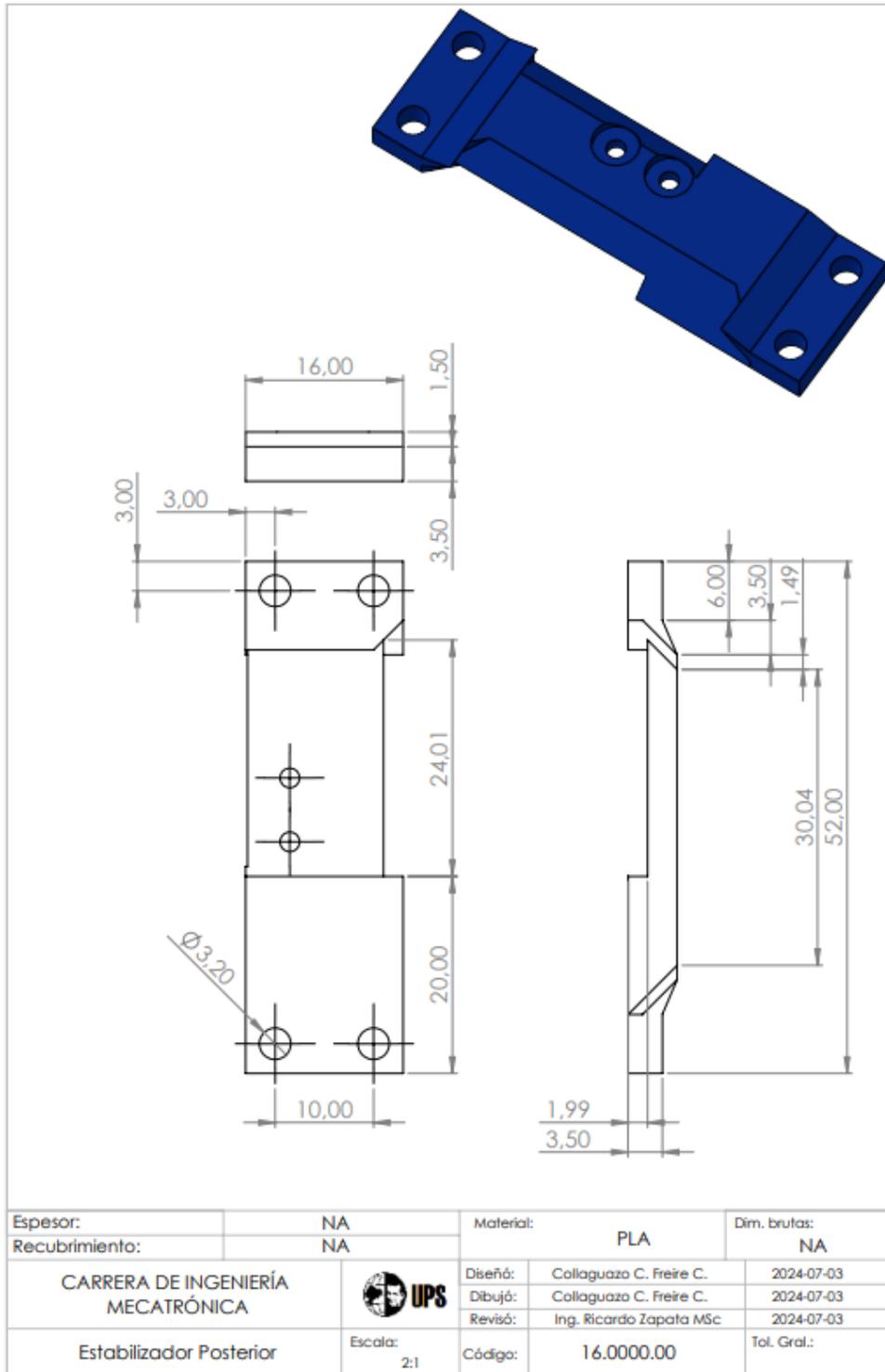
Anexo 14. Plano del soporte de la base.



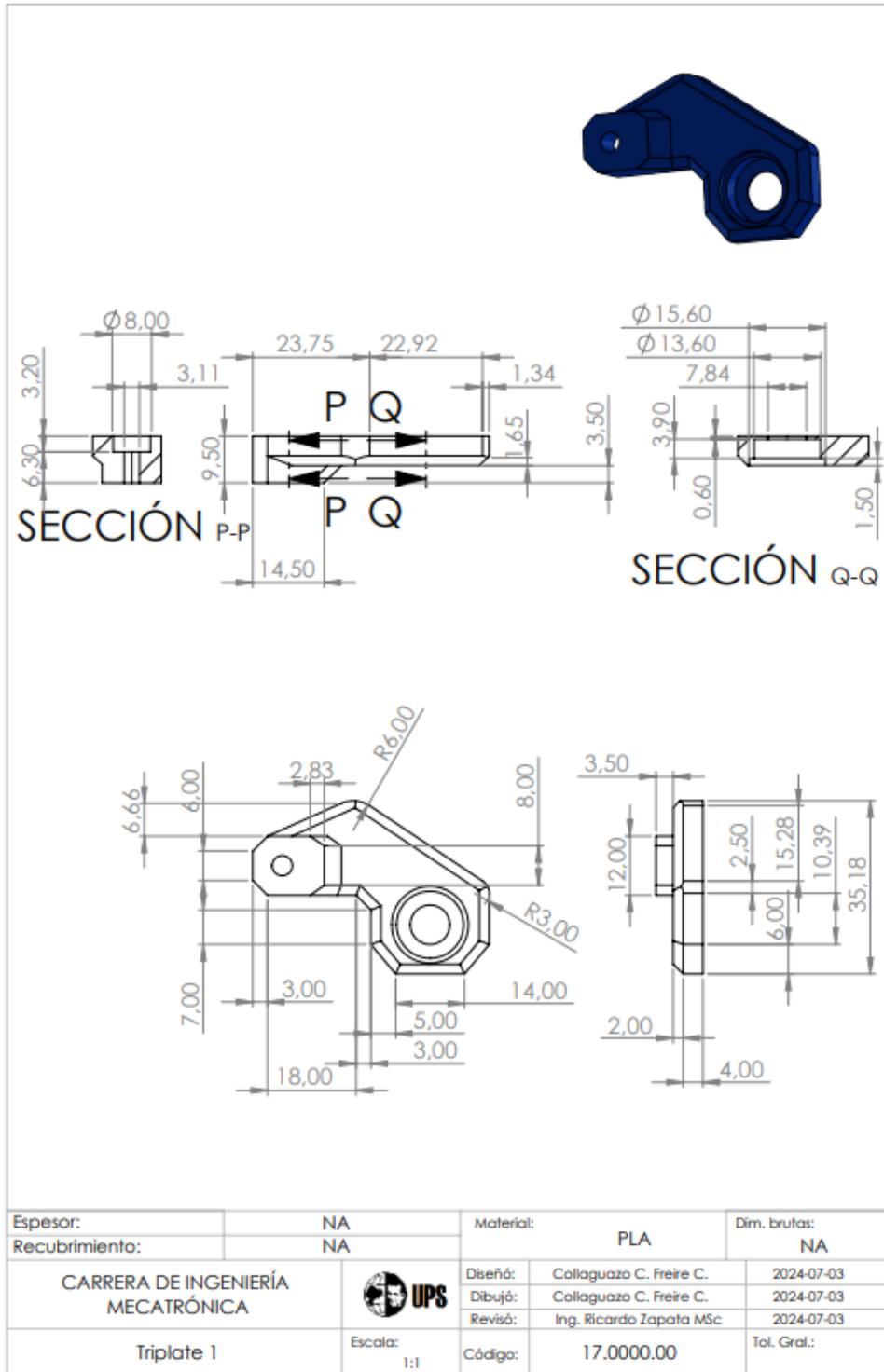
Anexo 15. Plano del estabilizador frontal.



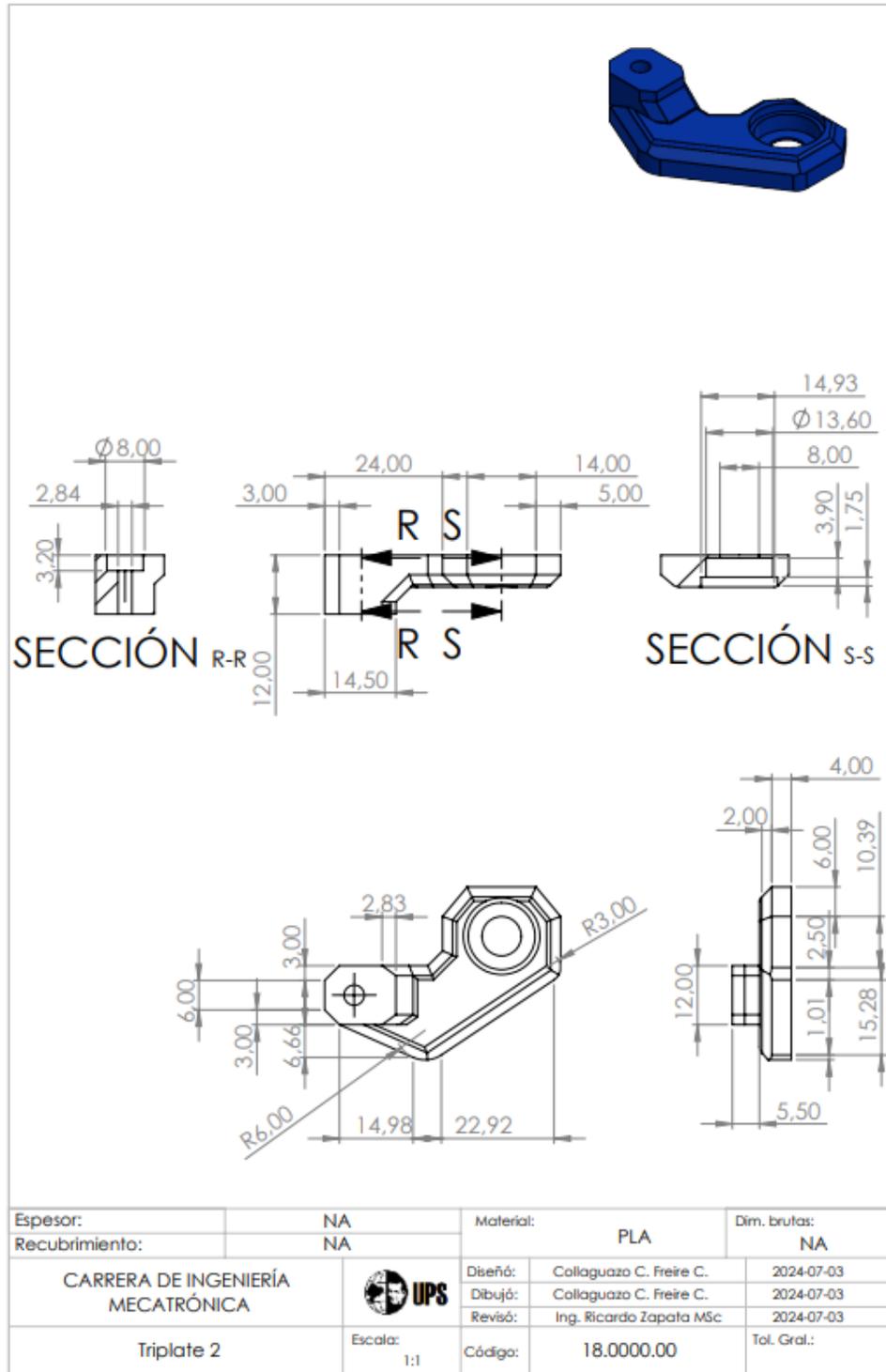
Anexo 16. Plano del estabilizador posterior.



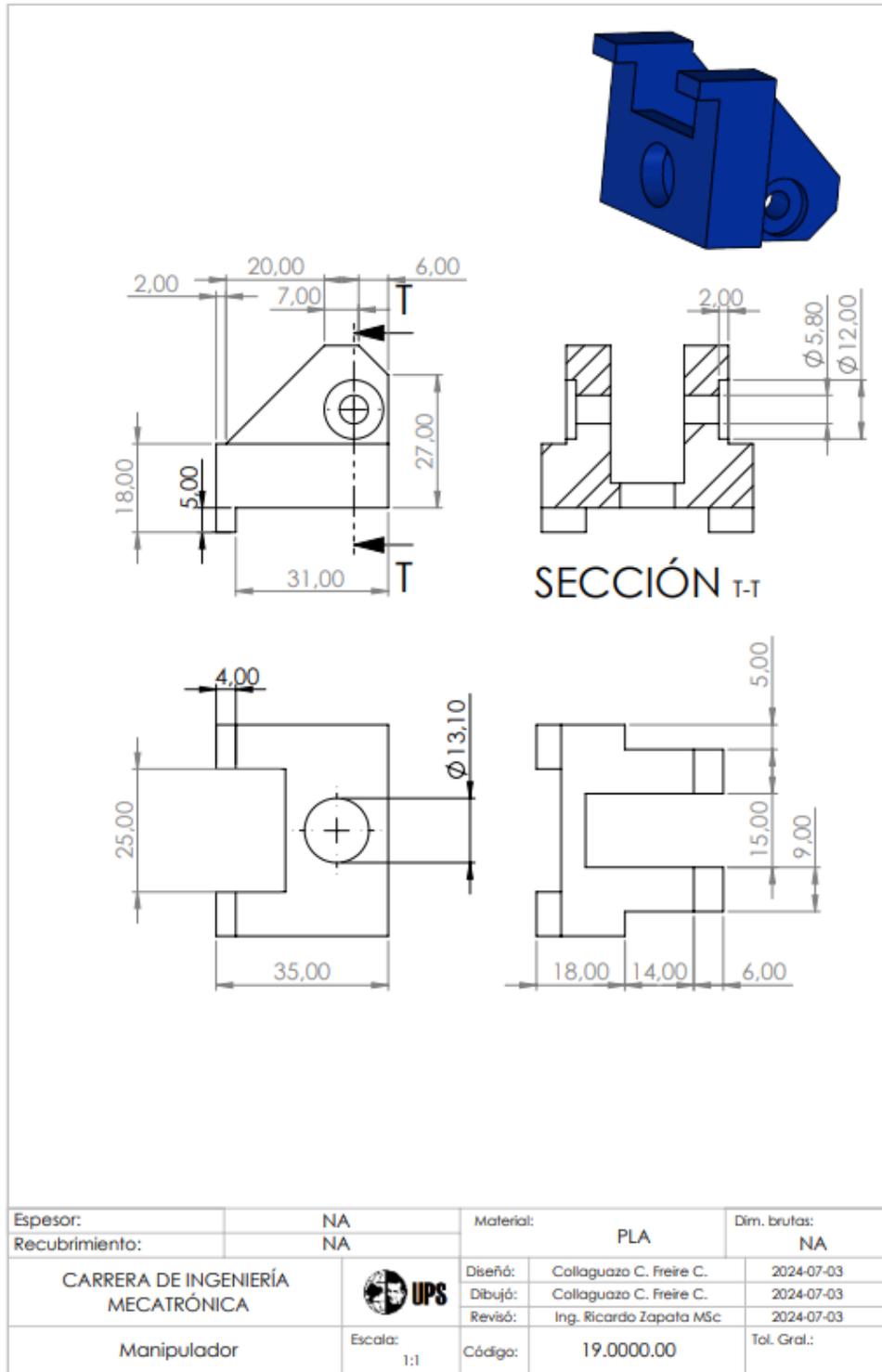
Anexo 17. Plano de primer Triplate (soporte de los eslabones).



Anexo 18. Plano de segundo Triplate (soporte de los eslabones).



Anexo 19. Plano del manipulador de la herramienta.



Anexo 20. Plano de la herramienta lápiz.

