

**Escuela Superior Politécnica del Litoral**

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción**

Desarrollo de un dispositivo de medición de la elasticidad de próstata  
para la detección de patologías

**Proyecto Integrador**

Previo la obtención del Título de:

**Ingenieros en Mecatrónica**

Presentado por:

Alejandra Dione Alava Muñoz

Sergio Kevin Veliz Aldaz

Guayaquil - Ecuador

Año: 2023

## Dedicatoria

---

El presente proyecto se lo dedico a mis hermanos Adriana y Antonio Alava, que con sus ocurrencias y amor alegran mi vida. Son mi principal fuente de inspiración y entrego este proyecto con la ilusión de un brillante futuro para nosotros.

A mis padres, Rocío y Fabrizio, que con mucho amor y ejemplo me han construido un pilar inquebrantable para lograr la culminación de mis estudios universitarios.

Finalmente, dedico este proyecto a mi novio, Kevin Bautista, cuyo amor, paciencia e incondicional apoyo han sido mi mayor fortaleza en este reto académico, sobre todo en los momentos en el que este cometido se veía lejos de alcanzar. Contenta de compartir esta etapa de mi vida junto a él, nos deseo mucho éxito en nuestra vida profesional.

Alejandra Dione Alava Muñoz

## Dedicatoria

---

Este Proyecto de tesis se lo dedico a mi madre Dominga Enriqueta Aldaz Acosta que, con toda la crianza, obstáculos, luchas y las muchas dificultades que se nos presentaron en la vida, me ha podido impulsar a llegar hasta donde estoy ahora. Mucho de lo que soy se lo debo a ella.

Sergio Kevin Véliz Aldaz

## Agradecimientos

---

Mi más sincero agradecimiento a mis padres, por su infinito amor y apoyo. Su devoción incansable ha sido fundamental en mi desarrollo.

A mi hermana y mejor amiga, Adriana, y mi hermanito Antonio, les agradezco las risas compartidas y total apoyo en malos momentos.

Expreso mi más profundo agradecimiento a mi abuela Celeste, por su inagotable apoyo en mis estudios y consejos a lo largo de mi vida.

Agradezco a mi novio, Kevin Bautista, por ser paz en mi día a día y una nueva motivación para seguir creciendo como persona.

Por último, agradezco a todo el claustro docente que formó parte de mi aprendizaje y a mis amigos de universidad que hicieron mi viaje académico mucho más ameno.

Alejandra Dione Alava Muñoz

## Agradecimientos

---

A José Aldas y Julia Aldaz, ambos mis tíos maternos, han sido un apoyo económico invaluable tanto para este proyecto como para mi vida en general. Su generosidad y valores han sido cruciales en mi desarrollo académico y personal.

Además, quiero reconocer a aquellos que han brindado su ayuda desinteresada. Ángel Cruz Chafra y Nager Naranjo Molina han sido esenciales en el desarrollo de piezas clave de este proyecto, mostrando un compromiso excepcional. Asimismo, agradezco a RAMEL, CTI y al Club de Mecatrónica por su generosidad al prestarnos sus impresoras 3D, lo que ha permitido avanzar en nuestra investigación de manera significativa.

Por último, quiero expresar mi gratitud a Nicole Bernal, mi novia, por su apoyo emocional constante y el amor que ha iluminado cada uno de los años que hemos compartido.

Sergio Kevin Véliz Aldaz

## Declaración Expresa

---

“Los derechos de titularidad y explotación, me(nos) corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; Alejandra Dione Álava Muñoz, Sergio Kevin Véliz Aldaz y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”



Alejandra D. Alava Muñoz



Sergio K. Véliz Aldaz

## **Evaluadores**

---

**Ph.D. Marcelo Fajardo Pruna**

Profesor de Materia

---

**Ph.D. Francis Loayza Paredes**

Tutor de proyecto

## Resumen

Las enfermedades prostáticas, especialmente el cáncer, afectan a hombres mayores de 40 años, siendo una causa principal de muerte global. Aunque la palpación rectal es el método de detección predominante, su subjetividad puede llevar a diagnósticos erróneos. La elasticidad prostática emerge como un bioindicador relevante. Sin embargo, los equipos actuales de elastografía son costosos, limitando el acceso a estos exámenes a determinados pacientes. Este trabajo propone un dispositivo de bajo costo para medir la elasticidad prostática, mejorando la precisión diagnóstica. Para su desarrollo, se empleó un mecanismo impreso en 3D de cuatro barras donde se articula una galga extensométrica que realiza un movimiento en el interior del recto de 30 grados para palpar directamente el tejido en el interior del recto. El sistema se integra con un convertidor A/D de 24 bits de resolución, una tarjeta arduino y una pantalla indicadora. Tras calibrar la celda, se obtuvo un coeficiente de determinación de 0.99, indicando precisión en las mediciones. Las pruebas experimentales con phantoms impresos con TPU validaron cuantitativamente la medición, en un rango discreto de 1 a 4. En conclusión, el dispositivo busca ser asequible, mejorando la cuantificación de la elasticidad de la próstata, útil para el diagnóstico e investigación sobre el cáncer de próstata.

**Palabras clave:** cáncer de próstata, dispositivo de bajo costo, elasticidad prostática, palpación rectal, elastografía.

### Abstract

*Prostatic diseases, especially cancer, affect men over 40 years of age and are a leading cause of death globally. Although rectal palpation is the predominant method of detection, its subjectivity can lead to misdiagnosis. Prostatic elasticity emerges as a relevant biomarker. However, current elastography equipment is expensive, limiting access to these examinations to certain patients. This work proposes a low-cost device to measure prostatic elasticity, improving diagnostic accuracy. For its development, a four-bar 3D printed mechanism was used to articulate a strain gauge that performs a 30-degree movement inside the rectum to directly palpate the tissue inside the rectum. The system is integrated with a 24-bit resolution A/D converter, an Arduino board and an indicator display. After calibrating the cell, a coefficient of determination of 0.99 was obtained, indicating measurement accuracy. Experimental tests with TPU-printed phantoms quantitatively validated the measurement, in a discrete range of 1 to 4. In conclusion, the device aims to be affordable, improving the quantification of prostate elasticity, useful for prostate cancer diagnosis and research.*

*Keywords: prostate cancer, low-cost device, prostate elasticity, rectal palpation, elastography.*

## Índice general

Resumen.....	I
Abstract.....	II
Índice general.....	III
Abreviaturas.....	VI
Simbología.....	VII
Índice de figuras.....	VIII
Índice de tablas.....	X
Índice de planos.....	XI
Capítulo 1.....	1
1.1    Introducción.....	2
1.2    Descripción del problema.....	3
1.3    Justificación del problema.....	3
1.4    Objetivos.....	3
1.4.1    Objetivo general.....	3
1.4.2    Objetivos específicos.....	4
1.5    Marco teórico.....	4
1.5.1    Diagnóstico de patologías de la próstata.....	4
1.5.2    Enfermedades de Próstata.....	8
1.5.3    Características mecánicas de tejidos como bioindicador de patologías.....	9
1.5.4    Métodos de medición de fuerzas en tejidos biológicos.....	11
1.5.5    Medición de fuerza usando galgas extensométricas.....	11

1.5.6	Estado del arte .....	13
Capítulo 2	.....	15
2.1	Metodología .....	16
2.1.1	Selección de alternativa.....	16
2.2	Proceso de diseño .....	19
2.2.1	Requerimientos .....	20
2.2.2	Diseño mecánico.....	21
2.2.3	Diseño electrónico .....	37
2.2.4	Programa .....	44
2.2.5	Propuesta de medición de elasticidad de tejido.....	45
Capítulo 3	.....	47
3.1	Resultados y análisis.....	48
3.1.1	Mecanismo implementado .....	48
3.1.2	Circuito implementado.....	49
3.1.3	Celda de carga .....	50
3.1.4	Prueba de precisión.....	53
3.1.5	Medición de elasticidad .....	54
3.1.6	Visualización de datos por pantalla .....	56
3.1.7	Análisis de costos .....	56
3.1.8	Entrevistas de retroalimentación de prototipo.....	58
Capítulo 4	.....	59
4.1	Conclusiones y recomendaciones.....	60

4.1.1 Conclusiones.....	60
4.1.2 Recomendaciones .....	61
Referencia.....	63
Apéndices.....	66

### Abreviaturas

OMS	Organización Mundial de la Salud
PSA	Prueba de Antígeno Prostático Específico
DRE	Examen Rectal Digital
TRUS	Ultrasonido Transrectal
MRI	Imagen de Resonancia Magnética
HPB	Hiperplasia Prostática Benigna
ERM	Elastografía por Resonancia Magnética
SWEI	Imágenes de Elasticidad por Ondas de Cizallamiento
OCE	Elastografía de Coherencia Óptica
GF	Factor de Galga
PLA	Ácido Poliláctico
TPU	Tereftalato de Poliuretano
TPE	Elastómero Termoplástico
ADC	Conversor Analógico-digital
OLED	Diodo Orgánico Emisor De Luz

**Simbología**

ng/mL	Nanogramos por mililitro
Pa	Pascal
N	Newtons
pN	Piconewtons
nN	Nanonewtons
uN	Micronewtons
V	Voltio
mV	Milivoltio
cm	Centímetro
mm	Milímetro
MHz	Megahertzio
$\Omega$	Ohmio

## Índice de figuras

Figura 1. Fluencia y recuperación de material viscoelástico.....	9
Figura 2. Puente de Wheatstone. ....	12
Figura 3. Proceso de diseño.....	19
Figura 4. Mecanismo y estructura de la solución seleccionada.....	21
Figura 5. Partes del dedo artificial .....	21
Figura 6. Secciones del mango de sujeción.....	22
Figura 7. Caja de componentes electrónicos .....	23
Figura 8. Modelo mecanismo 4 barras para mecanismo 1 .....	23
Figura 9. Modelo mecanismo de 4 barras para mecanismo 2 .....	23
Figura 10. Curvas de situación crítica de pandeo .....	34
Figura 11. Geometría de placa metálica para celda de carga .....	37
Figura 12. Modelado de elementos finitos cara superior .....	37
Figura 13. Modelado de elementos finitos cara inferior .....	38
Figura 14. Distribución de galgas .....	38
Figura 15. Puente de Wheatstone, diagrama esquemático .....	39
Figura 16. Distribución de galgas cara en contacto con tejido.....	39
Figura 17. Distribución de galgas cara posterior .....	40
Figura 18. Diagrama esquemático del módulo Hx711.....	41
Figura 19. Diagrama de flujo de programa. ....	44
Figura 20. Área de contacto.....	45
Figura 21. Posición inicial del dispositivo .....	48
Figura 22. Posición final del dispositivo .....	48
Figura 23. Diagrama esquemático de circuito implementado .....	49
Figura 24. Diagrama esquemático de alimentación del prototipo .....	49

Figura 25. Celda de carga resultante .....	50
Figura 26. Resultados de puente equilibrado.....	51
Figura 27. Regresión lineal de calibración.....	522
Figura 28. Valores de fuerza medida para diferentes grosores de muestras .....	53
Figura 29. Visualización por pantalla .....	56

## Índice de tablas

Tabla 1. Evaluación del peso específico de cada criterio.....	17
Tabla 2. Evaluación de criterios, precisión y sensibilidad .....	17
Tabla 3. Evaluación de criterios, material .....	17
Tabla 4. Evaluación de criterios, diseño ergonómico .....	18
Tabla 5. Evaluación de criterios, esterilidad.....	18
Tabla 6. Evaluación de criterios, económico.....	18
Tabla 7. Matriz de decisión .....	19
Tabla 8. Requerimientos de diseño .....	20
Tabla 9. Tipos de filamento.....	25
Tabla 10. Valores de variables del modelo mecánico 1 .....	28
Tabla 11. Valores de variables del mecanismo 2.....	31
Tabla 12. Datos registrados para calibración.....	52
Tabla 13. Porcentaje de error respecto a la media .....	54
Tabla 14. Resultados de módulo de Young para diferentes ejemplares de TPU.....	55
Tabla 15. Costos directos del proyecto .....	57

**Índice de planos**

PLANO 1 Sonda.001
PLANO 2 Base.100
PLANO 3 Caja.200
PLANO 4 Dedo.200
PLANO 5 MecanismoGatillo.400
PLANO 6 EslabónConector.500
PLANO 7 BaseInferior.101
PLANO 8 BaseSuperiorIzquierda.104
PLANO 9 BaseSuperiorDerecha.105
PLANO 10 CuerpoCaja.201
PLANO 11 TapaCaja.202
PLANO 12 CeldaCarga.301
PLANO13 DedoSuperior.303
PLANO 14 JuntaDedo.304
PLANO 15 CapaFlexible.306
PLANO 16 Gatillo.401
PLANO 17 Eslabón.402
PLANO 18 VarillaGancho.405
PLANO 19 EslabónConectorM2.501
PLANO 20 EslabónConectorM1.503

# Capítulo 1

## 1.1 Introducción

Las enfermedades prostáticas suelen aparecer en los hombres a partir de los 40 años, siendo el cáncer de próstata es una de las principales causas de muerte entre los hombres a nivel mundial. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estima que, en el año 2020, se diagnosticaron aproximadamente 1.41 millones de nuevos casos de cáncer de próstata, teniendo esta una tasa de diagnóstico del 8.6%. Además, se estima que esta enfermedad fue responsable de más de 375,000 muertes en ese mismo año [1]. Estas cifras resaltan la importancia de desarrollar métodos de detección y diagnóstico temprano efectivos para mejorar las tasas de supervivencia y el pronóstico de los pacientes.

En la actualidad, el método de detección más común es el de palpación rectal, sin embargo, este enfoque tradicional está estrechamente ligado a la subjetividad y experiencia del médico, que pueden resultar en diagnósticos inexactos. Frente al hecho de que uno de los parámetros a analizar en la palpación rectal es la rigidez de la próstata, han surgido investigaciones que sugieren la elasticidad de la próstata como bioindicador de patologías [2] y, con ello, métodos de imagenología médica para medir elasticidad de tejido prostático, empleando diferentes enfoques de elastografías [3]. Los equipos de estos últimos métodos suelen ser costosos, lo que limita su disponibilidad y asequibilidad.

Ante este contexto, el presente documento propone el diseño de un dispositivo de medición cuantitativa de elasticidad como una herramienta médica de bajo costo que otorgue precisión al método tradicional de examen digital rectal, pues por lo explicado anteriormente podría resultar útil para conclusión de diagnósticos de enfermedades de próstata.

## **1.2 Descripción del problema**

Los métodos de detección de patologías en la próstata, como la palpación rectal, están ligados a la subjetividad y experiencia del doctor al analizar la elasticidad de la próstata, sin existir un valor cuantitativo determinante de la elasticidad del tejido, conduciendo a una falta de precisión en el diagnóstico [4]. Por otro lado, los métodos que pueden evaluar cuantitativamente esta propiedad del tejido prostático tienen la gran ventaja de ser no invasivos; sin embargo, son muy caros, lo que no los hace asequibles a todos los pacientes.

## **1.3 Justificación del problema**

El desarrollo de un dispositivo capaz de medir cuantitativamente características biomecánicas de la próstata podría proporcionar una herramienta valiosa para la detección de patologías prostáticas, dado a que mejoraría la reproducibilidad del examen de palpación rectal al desligar la subjetividad del médico. Por otro lado, la disponibilidad de un dispositivo de bajo costo resultaría en la accesibilidad del examen para mayor número de pacientes.

Además, el dispositivo para medir la elasticidad de la próstata tendría un impacto significativo en las investigaciones relacionadas con el cáncer. Los estudios científicos y clínicos podrían utilizar esta tecnología para recopilar datos precisos y estandarizados sobre la elasticidad de la próstata en diferentes etapas de la enfermedad. Estos datos podrían contribuir al desarrollo de nuevas estrategias de detección, evaluación y seguimiento de los pacientes, así como a la investigación de tratamientos más efectivos y personalizados.

## **1.4 Objetivos**

### ***1.4.1 Objetivo general***

- Diseñar un dispositivo médico invasivo de tipo no quirúrgico mediante el uso de sensores y tarjetas de código abierto para la determinación cuantitativa de las propiedades mecánicas de la próstata.

### **1.4.2 *Objetivos específicos***

- Diseñar un sistema mecánico que permita el contacto entre el elemento de medición con el tejido para adquirir datos de fuerza.
- Diseñar el circuito con base a electrónica de bajo costo para que el dispositivo sea asequible a un mayor número de pacientes.
- Proponer un elemento de medición preciso y sensible para asegurar reproducibilidad de medida.
- Implementar un prototipo de diseño como prueba de concepto.

## **1.5 Marco teórico**

### **1.5.1 *Diagnóstico de patologías de la próstata***

**1.5.1.1 *Preguntas de seguimiento y Tacto Rectal.*** Si el médico sospecha que el paciente podría tener problemas con la próstata, se le preguntará acerca de los síntomas que tiene, como problemas urinarios o sexuales, y cuánto tiempo los ha tenido. También es posible que se le pregunte sobre posibles factores de riesgo, incluidos sus antecedentes familiares. Esto será acompañado de un Examen rectal digital (DRE) que consiste en insertar un dedo enguantado y lubricado en el recto para palpar cualquier bulto o zona rígida en la próstata. En este examen se evalúa la superficie de la próstata, si tiene nódulos y la rigidez de esta, además se determina si su tamaño es más grande del normal o si la cavidad anal tiene una mayor temperatura de lo habitual [5].

Después del examen, el médico podría ordenar algunas pruebas.

**1.5.1.2 Examen de sangre PSA.** Prueba de antígeno prostático (PSA) o antígeno prostático-específico, es una proteína producida por las células, tanto sanas como cancerosas, de la glándula prostática. Se encuentra principalmente en el semen, aunque también hay una pequeña cantidad en la sangre. Las medidas del PSA son los nanogramos por mililitro (ng/mL). La probabilidad de tener cáncer de próstata aumenta a medida que aumenta el nivel de PSA, pero no hay un punto de corte establecido que pueda decir con seguridad si un hombre tiene o no cáncer de próstata, aunque esto no garantiza que niveles bajos sean indicadores de que no haya presencia de cáncer, los valores dados por el PSA indican más una probabilidad que certeza de que haya o no cáncer [5].

- La mayoría de los hombres sin cáncer de próstata tienen niveles de PSA inferiores a 4 ng/ml de sangre.
- Los hombres con un nivel de PSA entre 4 y 10 (a menudo llamado “rango límite”) tienen una probabilidad de 1 en 4 de tener cáncer de próstata.
- Si el PSA es superior a 10, la probabilidad de tener cáncer de próstata es superior al 50 %.
- Si su nivel de PSA es alto, es posible que necesite más pruebas para detectar cáncer de próstata como las expuestas a continuación.

**1.5.1.3 Ultrasonido Transrectal (Transrectal Ultrasound - TRUS).** En esta prueba, se utiliza una pequeña sonda del tamaño de un dedo que se lubrica y se coloca en el recto. La sonda emite ondas de sonido que penetran en la próstata y generan ecos. La sonda recoge estos ecos y una computadora los convierte en una imagen en blanco y negro de la próstata.

Este procedimiento suele durar menos de 10 minutos y se realiza en el consultorio del médico o en una clínica ambulatoria. Puede sentir algo de presión cuando se inserta la sonda, pero generalmente no es doloroso [5].

**1.5.1.4 Imagen de Resonancia Magnética (Magnetic resonance imaging MRI).** La resonancia magnética hace uso de ondas de radio e imanes potentes para crear imágenes detalladas de los tejidos blandos del cuerpo. Estas imágenes proporcionan una visión clara de la próstata y áreas cercanas. A veces, se administra un material de contraste llamado gadolinio a través de una vena antes del escaneo para mejorar la visualización de los detalles.

Para aumentar la precisión de la resonancia magnética, es posible que se inserte una sonda, conocida como espiral endorrectal, en el recto durante el escaneo. Esto puede resultar incómodo para algunos hombres. De ser necesario, se puede administrar un sedante para inducir somnolencia [5].

**1.5.1.5 Biopsia.** Una biopsia es un procedimiento en el cual se extraen pequeñas muestras de tejido prostático para su posterior observación bajo un microscopio. La biopsia con aguja gruesa es el método principal utilizado para diagnosticar el cáncer de próstata y generalmente es realizada por un urólogo.

Este procedimiento es el último paso en todo el proceso de diagnóstico y el único que puede asegurar con mayor certeza la existencia o no de células cancerosas. De cometerse algún error durante el proceso se puede generar metástasis (se propaga el cáncer) lo que implica un riesgo, por eso se lo usa al final, siendo el resto usados como métodos de descarte.

Durante la biopsia, el médico utiliza pruebas de diagnóstico por imagen, como TRUS o resonancia magnética, o una combinación de ambas. Estas imágenes ayudan al médico a guiar el procedimiento. Usando una aguja delgada y hueca, el médico introduce rápidamente la aguja en la próstata a través del recto (biopsia transrectal) o a través de la piel entre el escroto y el ano (biopsia transperineal). Cada vez que se retira la aguja, se extrae un pequeño cilindro de tejido prostático, y este proceso se repite varias veces. En la mayoría de los casos, se toman alrededor de 12 muestras de diferentes áreas de la próstata.

Aunque el procedimiento puede sonar doloroso, en general solo causa una breve molestia gracias al uso de un instrumento de biopsia especial con resorte. Este dispositivo inserta y retira la aguja en una fracción de segundo. La mayoría de los médicos adormecen el área inyectando un anestésico local cerca de la próstata. Si lo desea, puede consultar a su médico sobre el uso de esta técnica durante el procedimiento.

Si los resultados de la biopsia de próstata son negativos (es decir, si no muestran cáncer) y la probabilidad de que tenga cáncer de próstata no es muy alta según su nivel de PSA y otras pruebas, es posible que no necesite más pruebas, además de repetir las pruebas de PSA (y posiblemente DRE) en algún momento posterior. Pero si el médico aún sospecha firmemente que se tiene cáncer de próstata (por ejemplo, porque el nivel de PSA es muy alto), el médico podría sugerir repetir la prueba o hacer la prueba en otro laboratorio [5].

## **1.5.2 Enfermedades de Próstata**

**1.5.2.1 Hiperplasia prostática benigna (HPB).** Es una enfermedad en la cual la próstata se agranda de manera no cancerosa y comprime la uretra, lo que puede causar síntomas urinarios como dificultad para orinar, micción frecuente y débil. En el tacto rectal se palpa su morfología y se evalúa si tiene un tamaño anormal o no. Sin embargo, este examen no permite una valoración exacta del tamaño, peso ni grado de obstrucción causado por la próstata, por ello se proseguirá el estudio mediante la práctica de una serie de exploraciones complementarias que incluyen un análisis de orina (mediante tira reactiva o cultivo) para descartar una posible infección urinaria, la determinación del PSA, la valoración de la función renal y un estudio ecográfico (transrectal y abdominal) [6].

**1.5.2.2 Prostatitis.** Es la inflamación de la próstata, que puede ser causada por una infección bacteriana. Los síntomas pueden incluir dolor en la zona pélvica, dificultad para orinar, micción frecuente y dolor durante la eyaculación [7].

**1.5.2.3 Nódulos prostáticos.** Los nódulos o protuberancias en la próstata pueden ser detectados durante el tacto rectal. Estos nódulos pueden ser indicativos de cáncer de próstata, aunque no todos los nódulos son cancerosos. En el tacto rectal se detectan como irregularidades en la superficie [8].

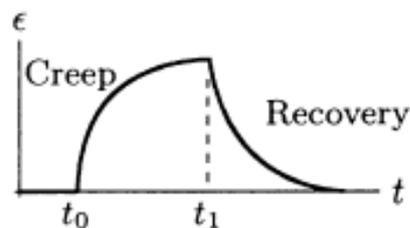
**1.5.2.4 Cáncer de próstata.** Es la neoplasia maligna masculina más común. El cáncer de próstata es un problema sanitario importante debido a su alta incidencia y mortalidad y al coste asociado a su detección y tratamiento. El tacto rectal puede detectar masas o endurecimientos en la próstata que pueden indicar la presencia de cáncer de próstata. Sin embargo, el diagnóstico definitivo se realiza mediante una biopsia de próstata [9].

### 1.5.3 Características mecánicas de tejidos como bioindicador de patologías

**1.5.3.1 Viscoelasticidad.** La viscoelasticidad es una propiedad de materiales que poseen características fluidas y sólidas al mismo tiempo. En otras palabras, un material viscoelástico posee propiedades mecánicas de sólidos como la elasticidad y propiedades mecánicas de fluidos como la viscosidad. Este tipo de materiales muestran una deformación y recuperación gradual cuando se les aplica o retira una carga [10].

#### Figura 1

*Fluencia y recuperación de material viscoelástico*



*Nota.* Imagen extraída del libro “*Fundamentals of Biomechanics*” de Özkaya et al.

[10]

En materiales viscoelásticos, la tensión  $\sigma$  es un valor en función de la deformación  $\varepsilon$  y velocidad de deformación  $\dot{\varepsilon} = \frac{d\varepsilon}{dt}$ , siendo el tiempo la variable  $t$ . Bajo esta premisa, se han desarrollado modelos empíricos para poder estudiar su comportamiento, como por ejemplo, el modelo de Kelvin-Voigt que establece una configuración de un resorte y un amortiguador conectados en paralelo describiendo que la carga total del sistema es la suma de la tensión en el resorte (modelando la propiedad elástica) y la tensión del amortiguador (modelando la propiedad viscosa).

$$\sigma = \sigma(\varepsilon, \dot{\varepsilon}) \quad (1.1)$$

$$\sigma = \sigma_s + \sigma_d \quad (1.2)$$

$$\sigma = E\varepsilon + \eta\dot{\varepsilon} \quad (1.3)$$

Se obtiene así una ecuación diferencial ordinaria lineal de primer orden de dos parámetros; módulo de elasticidad (E) y coeficiente de viscosidad ( $\eta$ ); que relaciona la tensión del sistema con la deformación y la velocidad de deformación. Para una tensión  $\sigma$  dada, la ecuación puede resolverse para una deformación  $\varepsilon$  correspondiente, y viceversa [10].

**1.5.3.2 Elasticidad.** La elasticidad se refiere a la capacidad de un material a deformarse bajo la aplicación de una fuerza externa y recuperar su forma original cuando la carga es retirada. En materiales elásticos, la tensión es una función únicamente de la deformación del material y proporcional a la misma, siendo la constante de proporcionalidad el módulo elástico E del material [10]:

$$\sigma = E\varepsilon \quad (1.4)$$

Es decir, la elasticidad se caracteriza por el módulo de elasticidad que mide la rigidez del material y cómo responde a la carga aplicada. La unidad de medida del módulo de Young es el Pascal.

**1.5.3.3 Viscoelasticidad y elasticidad en tejidos prostático.** Los tejidos biológicos son viscoelásticos por naturaleza, por lo que en estudios de fuerza aplicada a los ellos será necesario reportar resultados de sus propiedades mecánicas como elasticidad, o parámetros de deformación o velocidad de deformación [10].

Empleando el modelo de Kelvin-Voigh, investigaciones han llegado a la conclusión de que la evaluación de viscoelasticidad, en tejido prostático específicamente, puede ser un potencial indicador de la presencia de cáncer en la próstata, pues se obtuvo que el componente de viscosidad en tejidos de próstata enfermos es mayor al de los tejidos sanos por un factor de 2.4. También, la rigidez del tejido canceroso muestra una diferencia elástica media que aumenta en un factor de 2.1 [2].

En técnicas de imágenes de ondas de corte, como la elastografía por resonancia magnética (ERM), se evalúa la presencia de cáncer de próstata a través del análisis de rigidez de la próstata [11].

#### **1.5.4 Métodos de medición de fuerzas en tejidos biológicos**

**1.5.4.1 Por contacto directo.** Es posible determinar propiedades mecánicas de los tejidos por contacto directo. Herramientas que ejerzan presión como microplacas e indentadores es posible llegar a medir la tensión superficial en el tejido de rangos de pN a nN, además de caracterizarlo con propiedades como dureza, rigidez o viscosidad. Así mismo, existen métodos que halan el tejido aspirándolo a través de pipetas con la intención de que se llegue a un equilibrio entre tensión superficial y presión de aspiración, así se deduce la tensión superficial a partir de la presión y de los radios de muestra dentro y fuera de la pipeta de rangos de uN [12].

#### **1.5.5 Medición de fuerza usando galgas extensométricas**

Las galgas extensométricas son transductores compuestas por un alambre fino colocado en un patrón de rejilla. Cuando una galga está colocada sobre un objeto y a este se le aplica una fuerza, la galga experimenta una deformación que resulta en una variación de resistencia eléctrica proporcional a la carga.

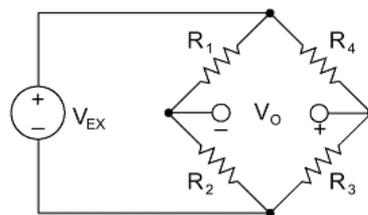
El factor de galga (GF) expresa la sensibilidad de la galga a la tensión y su valor depende del proveedor. El GF es una medida de la relación entre el cambio proporcional en la resistencia eléctrica y el cambio longitudinal de la galga [13].

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = \frac{\Delta R/R}{\epsilon} \quad (1.5)$$

**1.5.5.1 Puente de Wheatstone.** En la práctica, las medidas de tensión involucran cantidades pequeñas, no excedentes a al orden de los milivoltios, lo que hace necesario medir con precisión cambios extremadamente pequeños en la resistencia para obtener la tensión. Para ello, las configuraciones de galgas extensométricas se basan en el puente de Wheatstone, una red de cuatro brazos resistivos conectados en forma de puente, alimentados por un voltaje de excitación aplicado al puente [13].

**Figura 2**

*Puente de Wheatstone*



*Nota.* Figura obtenida de la página de National Instruments [13].

Esta configuración de conexión permite medir la deformación en función a un voltaje de referencia  $V_r$  y factor de galga [14] dado por:

$$\varepsilon = \frac{V_r}{GF} \quad (1.6)$$

Siendo  $V_r$ :

$$V_r = \frac{V_o \text{ con deformación}}{V_{ex}} - \frac{V_o \text{ sin deformación}}{V_{ex}} \quad (1.7)$$

### ***1.5.6 Estado del arte***

La mayoría de las técnicas para medición de elasticidad de tejidos, se basan en métodos de imagenología de diferentes tipos. La elastografía por resonancia magnética es una técnica que utiliza ondas de resonancia magnética para medir la elasticidad de órganos grandes al generar imágenes tridimensionales de los tejidos. Comúnmente es empleado para la evaluación de condiciones médicas como la fibrosis hepática.

La sonoelastografía es un método de imagen que utiliza ondas de ultrasonido para medir elasticidad de los tejidos. El método permite obtener imágenes completas de la elasticidad de los tejidos empleando un escáner de ultrasonido convencional y es útil para detectar tumores en la próstata no visibles en un ultrasonido estándar.

El SWEI (Imágenes de elasticidad por ondas de cizallamiento) es un método que utiliza la velocidad de propagación de las ondas de corte generadas por la fuerza de radiación acústica para cuantificar la rigidez del tejido, dado a que la velocidad de onda es directamente proporcional a la rigidez [3].

El estudio "Handheld probe for portable high-speed optical coherence elastography" [15] se centra en el desarrollo y evaluación de un sistema de elastografía de coherencia óptica (OCE) de alta velocidad y portátil. Este sistema utiliza un patrón de escaneo personalizado y un actuador piezoeléctrico anular para generar una perturbación mecánica en el tejido, permitiendo la adquisición de imágenes elastográficas cuantitativas de alta resolución. El estudio demuestra por primera vez el uso de dispositivo médico portátil en especímenes de mastectomía que contienen regiones invasivas e in situ de tumores. Los resultados muestran que el sistema puede correlacionar la microarquitectura del tejido de alta elasticidad con la histología, lo que sugiere su potencial para proporcionar a los cirujanos una herramienta de imagenología durante la cirugía conservadora de la mama. El estudio concluye que futuros

trabajos se centrarán en demostrar que el sistema puede identificar tumores en los márgenes de los especímenes extirpados y en la cavidad mamaria durante la cirugía.

El estudio "Prostate Cancer Detection with a Tactile Resonance Sensor—Measurement Considerations and Clinical Setup" de Åstrand et al. [16], se centra en el desarrollo de un sistema de sensores de resonancia táctil (TRSS) para la detección del cáncer de próstata. Este sistema, que mide los cambios en la frecuencia de resonancia de un elemento piezoeléctrico y la fuerza aplicada durante la indentación en el objeto blando medido, ha demostrado ser útil para detectar el cáncer de próstata en una próstata resecada completa con una superficie irregular y a través de su cápsula. El estudio sugiere que futuras investigaciones podrían mejorar la utilidad clínica de este sistema, proporcionando un método no invasivo y cuantitativo para la detección del cáncer de próstata.

## **Capítulo 2**

## 2.1 Metodología

### 2.1.1 Selección de alternativa

Para la obtención de elasticidad del tejido prostático será necesario medir fuerza, para ello es posible emplear sensores que ayuden a lograr este cometido; se propusieron las siguientes alternativas de solución:

- **Solución A:** Dispositivo de medición de fuerza empleando galgas extensométricas sobre una lámina metálica.
- **Solución B:** Dispositivo de medición de fuerza empleando sensores de fuerza.
- **Solución C:** Guante electrónico con sensor de fuerza incorporado.

Una vez establecidas las posibles soluciones, se procedió a determinar criterios de diseño, que resultaron en los siguientes:

- a) Precisión y sensibilidad:** Asegurarse de que el dispositivo sea altamente preciso y sensible para medir pequeñas variaciones en la elasticidad del tejido prostático.
- b) Material:** Utilizar materiales que sean seguros para su inserción en el cuerpo humano y que no causen reacciones adversas o daño a los tejidos.
- c) Diseño ergonómico:** El diseño debe permitir una inserción y manipulación fácil y segura durante la medición.
- d) Esterilidad:** El dispositivo debe poder esterilizarse adecuadamente para su uso en procedimientos médicos
- e) Económico:** El costo de producción debe ser asequible para su reproducibilidad.

Con los criterios de diseño a considerar, fue necesario ponderarlos entre ellos. Considerando la importancia del criterio de fila sobre el criterio de columna se determinó que los valores serían: 0 si es de menor importancia, 0.5 si se consideraban de igual importancia y 1 si era de mayor importancia.

La Tabla 1 expone los resultados de la ponderación cruzada.

**Tabla 1**

*Evaluación del peso específico de cada criterio*

<b>Criterio</b>	<b>Precisión y sensibilidad</b>	<b>Material</b>	<b>Diseño ergonómico</b>	<b>Esterilidad</b>	<b>Económico</b>	<b><math>\Sigma+1</math></b>	<b>Ponderación</b>
<b>Precisión y sensibilidad</b>	-	1	0,5	0,5	1	4	0,267
<b>Material</b>	0	-	0	0	0,5	1,5	0,100
<b>Diseño ergonómico</b>	0,5	1	-	0,5	0,5	3,5	0,233
<b>Esterilidad</b>	0,5	1	0,5	-	1	4	0,267
<b>Económico</b>	0	0,5	0,5	0	-	2	0,133
<b>Suma</b>						<b>15</b>	<b>1</b>

Posteriormente, se procedió a evaluar entre sí las alternativas de solución considerando cada criterio.

**Tabla 2**

*Evaluación de criterios, precisión y sensibilidad*

	<b>Sol A</b>	<b>Sol B</b>	<b>Sol C</b>	<b><math>\Sigma+1</math></b>	<b>Ponderación</b>
<b>Sol A</b>	-	1	1	3	0,500
<b>Sol B</b>	0	-	0,5	1,5	0,250
<b>Sol C</b>	0	0,5	-	1,5	0,250
<b>Suma</b>				<b>6</b>	<b>1</b>

**Tabla 3***Evaluación de criterios, material*

	<b>Sol A</b>	<b>Sol B</b>	<b>Sol C</b>	$\Sigma+1$	<b>Ponderación</b>
<b>Sol A</b>	-	0,5	1	2,5	0,417
<b>Sol B</b>	0,5	-	1	2,5	0,417
<b>Sol C</b>	0	0	-	1	0,167
			<b>Suma</b>	6	1

**Tabla 4***Evaluación de criterios, diseño ergonómico*

	<b>Sol A</b>	<b>Sol B</b>	<b>Sol C</b>	$\Sigma+1$	<b>Ponderación</b>
<b>Sol A</b>	-	0,5	0,5	2	0,333
<b>Sol B</b>	0,5	-	0,5	2	0,333
<b>Sol C</b>	0,5	0,5	-	2	0,333
			<b>Suma</b>	6	1

**Tabla 5***Evaluación de criterios, esterilidad*

	<b>Sol A</b>	<b>Sol B</b>	<b>Sol C</b>	$\Sigma+1$	<b>Ponderación</b>
<b>Sol A</b>	-	0,5	1	2,5	0,417
<b>Sol B</b>	0,5	-	1	2,5	0,417
<b>Sol C</b>	0	0	-	1	0,167
			<b>Suma</b>	6	1

**Tabla 6***Evaluación de criterios, económico*

	<b>Sol A</b>	<b>Sol B</b>	<b>Sol C</b>	$\Sigma+1$	<b>Ponderación</b>
<b>Sol A</b>	-	0,5	1	2,5	0,417
<b>Sol B</b>	0,5	-	1	2,5	0,417
<b>Sol C</b>	0	0	-	1	0,167
			<b>Suma</b>	6	1

La evaluación previa, fue crucial establecer cómo se relacionaban cada solución con cada uno de los criterios definidos. Esto permitió determinar cuál de las tres alternativas mencionadas previamente se destacaba como la mejor opción para abordar nuestro problema específico.

**Tabla 7**

*Matriz de decisión*

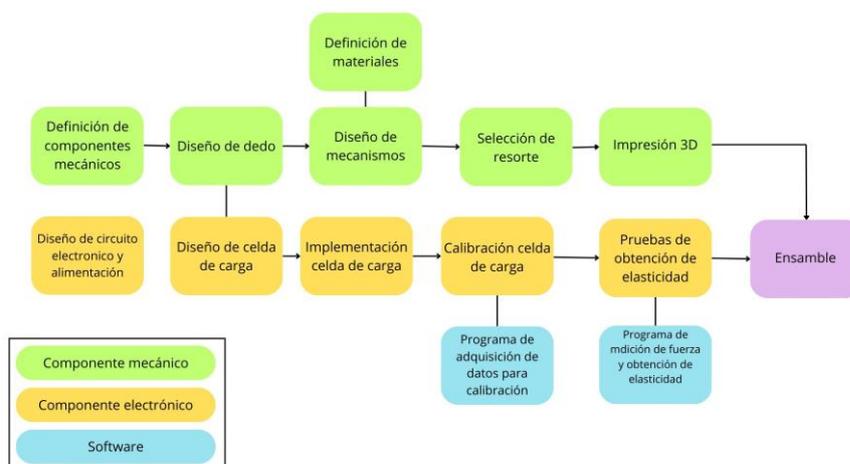
<b>Conclusión</b>	<b>Prescisión y sensibilidad</b>	<b>Material</b>	<b>Diseño ergonómico</b>	<b>Esterilidad</b>	<b>Económico</b>	$\Sigma$	<b>Prioridad</b>
<b>Sol A</b>	0,133	0,042	0,078	0,111	0,056	0,419	1
<b>Sol B</b>	0,067	0,042	0,078	0,111	0,056	0,353	2
<b>Sol C</b>	0,067	0,017	0,078	0,044	0,022	0,228	3

A través de la matriz de decisión se determinó que la alternativa de solución A, sería la más conveniente en la resolución del problema planteado.

A continuación, se explicará el proceso de diseño de la solución A.

## **2.2 Proceso de diseño**

Una vez seleccionada la alternativa ganadora, el proceso de diseño empezó por evaluar los requerimientos y posteriormente determinar las etapas que fueron necesarias para el desarrollo del proyecto bajo una perspectiva combinada de diseño concurrente y modular dado a que aportaba la posibilidad de trabajar en subsistemas, como lo son el componente mecánico, electrónico y programación, de manera paralela.

**Figura 3***Proceso de diseño*

### 2.2.1 Requerimientos

Los siguientes requerimientos fueron planteados con la finalidad de lograr un diseño que respete la anatomía humana, comodidad del paciente y médico, y otorgue facultades de mejora al dispositivo.

**Tabla 8***Requerimientos de diseño*

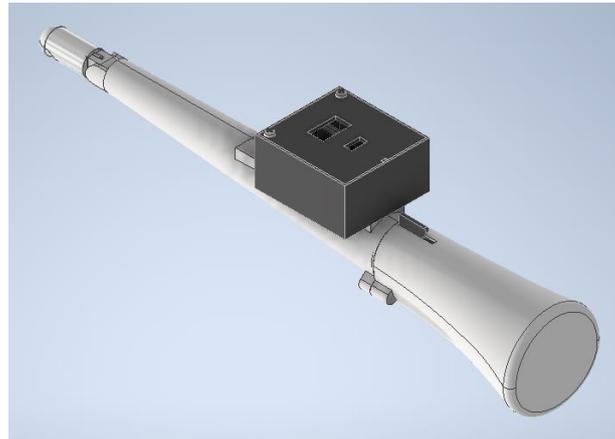
<b>Diámetro de introducción</b>	Hace referencia al diámetro de la sección que ingresará al recto. No debe sobrepasar del diámetro máximo del mismo que es 4 cm.
<b>Profundidad de introducción</b>	Profundidad a la que los médicos introducen el dedo en la palpación rectal de 2 a 3 cm.
<b>Movimiento</b>	Es necesario generar un movimiento que permita a la celda de carga entrar en contacto con el tejido.
<b>Protección</b>	La celda de carga no debe entrar en contacto directo con el tejido biológico, y el dispositivo no debe tener elementos filosos.
<b>Ergonómico</b>	Debe brindar un uso cómodo al médico.
<b>Portátil</b>	El dispositivo debe ser portátil para usarlo sin necesidad de red eléctrica y en zonas rurales.

### 2.2.2 Diseño mecánico

La estructura de la solución ya ensamblada resultó como se muestra en la Figura 4:

**Figura 4**

*Mecanismo y estructura de la solución seleccionada*



El diseño de la estructura cumple dos funciones:

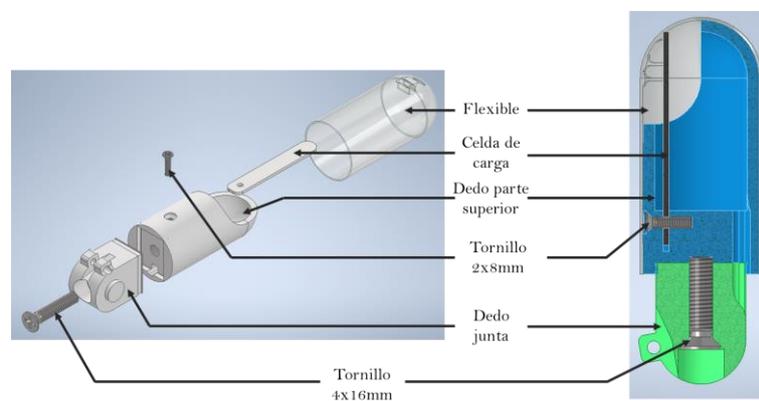
1. Rotación del dedo artificial construido  $45^\circ$  (gracias al movimiento del gatillo).
2. Aportar distancia entre el ano y la mano del médico.

#### 2.2.2.1 Determinación de partes del diseño

##### Dedo Artificial

**Figura 5**

*Partes del dedo artificial*

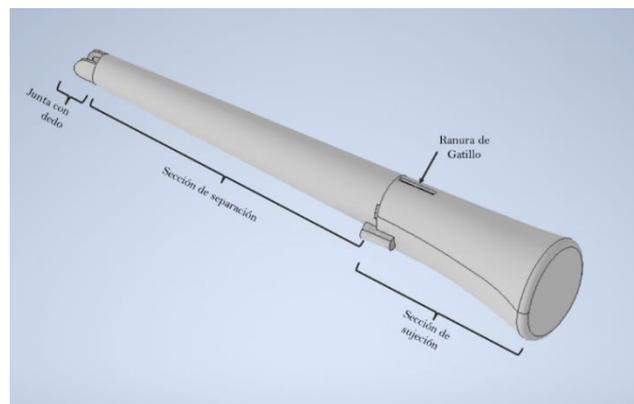


En esta sección mostrada en la Figura 5, se determinó la parte del diseño que se insertó en el recto, donde se ubicó la celda de carga lo más cerca posible de la yema del dedo artificial para interactuar con el tejido. Otra parte esencial fue la capa "Flexible", impresa con filamento flexible para proteger la celda y al paciente de los bordes afilados, permitiendo la reutilización del dispositivo con guantes. La capa debía ser flexible para que la galga pudiera interactuar con el exterior sin resistencia, garantizando mediciones precisas y sujeción segura sin necesidad de uniones complicadas como snapfit o tornillos que pudieran comprometer su integridad. Además, estaban el "Dedo parte superior" y el "Dedo junta", que servían como estructura de soporte para la galga y como conexión con el "Mango".

### **Mango para sujeción (Base)**

**Figura 6**

*Secciones del mango de sujeción*

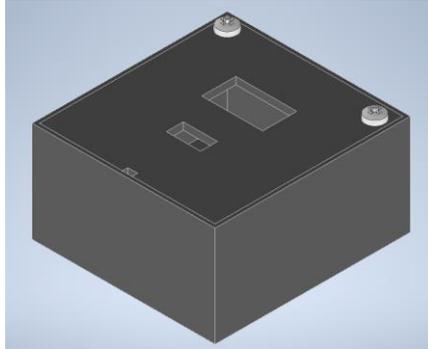


- **Junta con dedo:** Es la unión con el dedo artificial. Tiene un grado de libertad que permite que el dedo rote los 45°.
- **Sección de separación:** Permite la distancia necesaria al médico para separarse del ano y los glúteos del paciente.
- **Sección de sujeción:** Es una sección que proporcionó al médico buen agarre del dispositivo.
- **Ranura de Gatillo:** Es la ranura por la que pasa el gatillo del *Mecanismo 2*.

## Caja de Electrónicos

**Figura 7**

*Caja de componentes electrónicos*



Tuvo como objetivo guardar el circuito electrónico, y se compone de una caja hueca y la tapa.

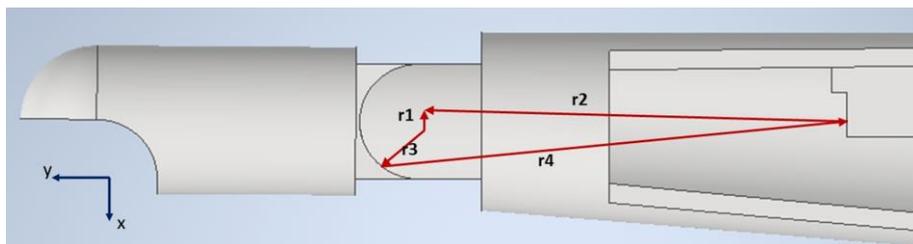
## Mecanismo

Para cumplir las dos funciones de la estructura se crearon dos mecanismos

- **Mecanismo 1:** Mecanismo de 4 barras que gira el dedo.

**Figura 8**

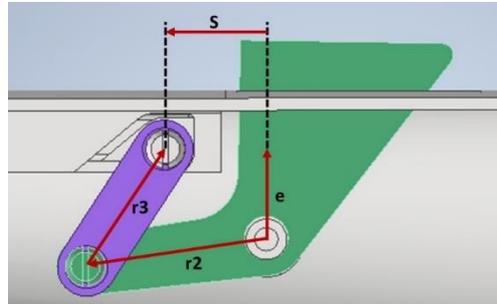
*Modelo mecanismo 4 barras para mecanismo 1*



- **Mecanismo 2:** El movimiento del gatillo fue transmitido hasta r4 del mecanismo 1, que se identificó como un alambre sólido de 4mm de grosor. Se requirió que el doctor desplazara una distancia angular significativa para percibir el mínimo desplazamiento, definido como delta, en el mecanismo 1.

**Figura 9**

*Modelo mecanismo de 4 barras para mecanismo 2*



### ***2.2.2.2 Proceso del diseño mecánico***

El diseño mecánico involucró lo siguiente:

#### **Definición de dimensiones**

- **Diámetro del dedo:** Se definió que el diámetro del dedo artificial no sobrepase el máximo diámetro de dilatación del ano, 4 cm [17]. Se determinó un diámetro de 2.4 cm.
- **Longitud del dedo:** Es la que se introduce en el recto del paciente. Los médicos suelen insertar, en promedio, dos falanges en el recto del paciente [18]. Para determinar esta longitud, fue necesario determinar primero la longitud de la celda de carga.
- **Distancia de seguridad:** La distancia de 25 cm desde el ano hasta el gatillo permitió al médico trabajar sin acercarse demasiado al paciente y facilitó la colocación de una pantalla intermedia para mostrar los resultados, sin afectar el funcionamiento del mecanismo.
- **Mango de sujeción:** El mango de sujeción tenía la forma adecuada para facilitar el agarre del dispositivo, evitando problemas con un diámetro inicial de solo 2.4 cm.

También permitió que el mecanismo del gatillo, descrito en el Modelo Mecanismo 2, funcionara correctamente

Las dimensiones proporcionadas sirvieron como base para comenzar el diseño de la estructura. Sin embargo, para determinar completamente las dimensiones de todas las partes del dispositivo, fue necesario recurrir al modelo matemático. Este modelo especifica el desplazamiento y la posición angular de la junta, estableciendo así los límites de movimiento del dispositivo

### Definición de materiales

El material principal seleccionado para la impresión de la mayoría del dispositivo fue el PLA por su biocompatibilidad [19], y para la protección de la celda de carga un material flexible. Aunque existen varios materiales flexibles, la elección se veía limitada por las capacidades de la impresora 3D. Para las impresoras 3D de deposición, las opciones disponibles son TPE (Elastómero Termoplástico) y TPU (Tereftalato de Poliuretano), con una dureza que oscila entre 60A-90A. Para este dispositivo, era esencial utilizar un filamento denominado SOFT, que presente mínima resistencia a la deformación.

### Tabla 9

Tipos de filamento



Nota. Tabla obtenida de Original Prusa 3D Printers [20].

El acero inoxidable fue otro material considerado para la estructura. Se empleó en la unión mostrada en la Figura 8, representada como el vector  $r_4$  en el Mecanismo 1. Además, se utilizó en los pasadores que aseguran su fijación y en un resorte que facilita el retorno del dedo a su posición inicial.

**Dimensiones específicas de los mecanismos y estructura a utilizar:**

**Ecuaciones Mecanismo 1**

Como se aprecia en la Figura 8, se definió en su representación de sistema de 4 barras lo siguiente:

$r_1$ : Vector constante en ángulo y magnitud cuyo valor está dado por la distancia entre el centro de la junta del dedo con el centro de la junta de la barra que une el mecanismo 1 y el 2.

$r_2$ : Vector de magnitud variable en el eje y. Solo se ve representado en el eje y.

$r_3$ : Vector de magnitud fija, pero posición angular variable. La variabilidad del ángulo de este vector se la determinamos con el ángulo que deseamos con el que el dedo cambie de posición para poder palpar la próstata.

$r_4$ : Vector de magnitud constante, pero posición variable. Es el conector entre la junta y la barra, responsable de que el dedo pueda girar con el desplazamiento de la barra.

La ecuación que describió el modelo es la siguiente:

$$\vec{r}_1 + \vec{r}_3 = \vec{r}_2 + \vec{r}_4 \quad (2.1)$$

De la que se obtuvo la siguiente representación:

$$r_1 e^{j\theta_1} + r_3 e^{j\theta_3} = r_2 e^{j\theta_2} + r_4 e^{j\theta_4} \quad (2.2)$$

Dadas las posiciones angulares constantes definidas en la descripción de los vectores se obtuvo que:

$$\theta_1 = 0 \text{ , } \theta_2 = 270^\circ$$

$$|r_1| \text{ , } |r_3| \text{ , } |r_4|: \text{ constantes}$$

$$|r_2| : \text{ variable}$$

Gracias a esto se adquirió la siguiente ecuación:

$$r_1 + r_3 e^{j\theta_3} = -j r_2 + r_4 e^{j\theta_4} \quad (2.3)$$

De la ecuación 2.3 se ganó el siguiente sistema de ecuaciones:

$$\begin{cases} r_1 + r_3 \cdot \text{Cos}\theta_3 = r_4 \cdot \text{Cos}\theta_4 \\ r_3 \cdot \text{Sen}\theta_3 = -r_2 + r_4 \cdot \text{Sen}\theta_4 \end{cases} \quad (2.4)$$

Del sistema 2.4 se consiguió:

$$\theta_4 = \arctan \left( \frac{r_2 + r_3 \cdot \text{Sen}\theta_3}{r_1 + r_3 \cdot \text{Cos}\theta_3} \right) \quad (2.5)$$

$$r_2 = r_4 \cdot \sin \theta_4 - r_3 \cdot \sin \theta_3 \quad (2.6)$$

Se definieron las ecuaciones, y posteriormente se determinaron los valores iniciales debido a las restricciones del mecanismo y sus dimensiones de manera arbitraria para lograr un  $r_4$  corto que, al mismo tiempo, proporcionara un  $\Delta y$  razonablemente pequeño. La razón por la que el  $r_4$  debía ser corto era para evitar que estuviera excesivamente expuesto a cargas de flexión durante el movimiento y, así, reducir su deformación a lo largo del tiempo.

$$r_1, r_3, r_4, \theta_{3\max}$$

A partir de las ecuaciones 2.5, 2.6 y el sistema 2.4, se encontraron las variables faltantes aplicando las ecuaciones con la variación de “posición inicial” y “posición final” en el siguiente orden:

$$1. \theta_{4\max} = \arccos \left( \frac{r_1 + r_3 \cdot \text{Cos} \theta_{3\max}}{r_4} \right) \quad (2.7)$$

$$2. \quad r_{2_{\max}} = r_4 \cdot \sin \theta_4 - r_3 \cdot \sin \theta_3 \quad (2.8)$$

$$3. \quad \theta_{3_0} = \theta_{3_{\max}} + 45^\circ \quad (2.9)$$

$$4. \quad \theta_{4_0} = \arccos\left(\frac{r_1 + r_3 \cdot \cos \theta_{3_0}}{r_4}\right) \quad (2.10)$$

$$5. \quad r_{2_0} = r_4 \cdot \sin \theta_{4_0} - r_3 \cdot \sin \theta_{3_0} \quad (2.11)$$

$$6. \quad \Delta y = r_{2_{\max}} - r_{2_0} \quad (2.12)$$

Al aplicar las ecuaciones, el  $\Delta y$  está entre 1.5 y 0 cm, sin embargo, valores mayores a 0.6 cm provocaban lo siguiente:

- Los valores de  $r_1$ ,  $r_3$ ,  $r_4$  y  $\theta_{3_{\max}}$  aumentaban, incumpliendo los límites requeridos.
- La articulación del dedo aumentaba su ancho significativamente, más que el propio dedo, excediendo el valor previamente establecido para una geometría adecuada de uso en el recto.
- El  $r_4$  aumentó a 15 cm, lo que era indeseable, ya que cuanto mayor es su tamaño, mayor es su susceptibilidad a experimentar pandeo.

El valor de  $r_1$  se determinó según la distancia entre el centro de la junta del dedo y la base, y el centro de la junta de la barra con la varilla que actúa como el vector  $r_4$ . La posición central de esta última dependía del grosor de la varilla, asegurando que el espacio entre el contorno del eje (utilizando pasadores) y la parte superior interna del mango fuera mayor que el diámetro de la varilla. Esto se tuvo en cuenta, especialmente porque el diámetro de la varilla se amplía en la sección doblada para formar un gancho. Esta consideración se confirmó al fabricar la varilla.

Con base en las ecuaciones descritas y las restricciones dadas, se obtuvieron los valores mostrados en la Tabla 10 .

**Tabla 10***Valores de variables del modelo mecánico 1*

Variable	Valor
<b>r1</b>	5.55 mm
<b>r3</b>	8.25 mm
<b>θ3</b>	305.152703° gr
<b>inclinación de dedo recogido</b>	45° gr
<b>r4</b>	6 mm
<b>θ4max</b>	80.11526327° gr
<b>r2max</b>	65.75 mm
<b>θ3o</b>	350.152703° gr
<b>θ4o</b>	76.82216509° gr
<b>r2o</b>	59.75 mm

**Ecuaciones Mecanismo 2**

El mecanismo mostrado en la Figura 9, denominado mecanismo 2, se vinculó a una barra que se unió con r4 del mecanismo 1, cuyo único propósito fue transmitir el movimiento delta del mecanismo 2 al mecanismo 1. Dicha barra no afecta a los cálculos de ninguno de los mecanismos

En base a la Figura 9 se obtuvo el siguiente sistema de ecuaciones:

$$\begin{cases} r_2 \cdot \text{Cos}\theta_2 + r_3 \cdot \text{Cos}\theta_3 - e = 0 \\ r_2 \cdot \text{Sen}\theta_2 + r_3 \cdot \text{Sen}\theta_3 - s = 0 \end{cases} \quad (2.13)$$

Variables y relaciones principales entre ellas:

$r_2, r_3$ : magnitudes constantes

$\theta_2 \rightarrow \theta_{2o}, \theta_{2f}$

$$\theta_{2f} = \theta_T - \theta_{2o} \quad (2.14)$$

La relación en 2.14 se da porque pertenecen a una misma pieza.

$\theta_T$  es el ángulo de inclinación del gatillo para que el dedo se mueva los 45° deseados.

$$\theta_3 \rightarrow \theta_{3_0}, \theta_{3_f}$$

$$s \rightarrow s_0, s_f$$

$$s_f = s_0 + \Delta s \quad (2.15)$$

$$\Delta s = -\Delta y \quad (2.16)$$

De las variables,  $\theta_T$  fue crucial, representando el desplazamiento angular del gatillo. Dadas las dimensiones del gatillo y el espacio disponible, este valor debía ser lo más amplio posible para ofrecer al médico un control más preciso del movimiento. Un desplazamiento breve implicaría que el dedo artificial se movería rápidamente con un mínimo movimiento.

Se desconocían las siguientes variables:

$$r_2, r_3, \theta_{2_0}, \theta_{3_0}, \theta_{3_f}, e, s_0$$

Por lo que se le otorgaron valores a  $\theta_{3_0}, \theta_{3_f}$ .

Con sistema de ecuaciones 2.13 definido por el mecanismo de 4 barras dado en la Figura 9 se construyó el siguiente sistema:

$$\begin{cases} r_2 \cdot \cos\theta_{2_0} + r_3 \cdot \cos\theta_{3_0} - e = 0 \\ r_2 \cdot \cos(\theta_T - \theta_{2_0}) + r_3 \cdot \cos\theta_{3_f} - e = 0 \\ r_2 \cdot \sin\theta_T + r_3 \cdot \sin\theta_{3_0} - S_0 = 0 \\ r_2 \cdot \sin(\theta_T - \theta_{2_0}) + r_3 \cdot \sin\theta_{3_f} - S_0 - \Delta y = 0 \end{cases} \quad (2.17)$$

Se obtuvo relación entre  $r_2$  y  $r_3$ :

$$r_2 \cdot \cos\theta_T + r_3 \cdot \cos\theta_{3_0} = r_2 \cdot \cos(\theta_T - \theta_{2_0}) + r_3 \cdot \cos\theta_{3_f} \quad (2.18)$$

$$r_3 = r_2 \cdot \frac{\cos(\theta_T - \theta_{2_0}) - \cos\theta_T}{\cos\theta_{3_0} - \cos\theta_{3_f}} \quad (2.19)$$

$$K = \frac{\cos(\theta_T - \theta_{2_0}) - \cos\theta_T}{\cos\theta_{3_0} - \cos\theta_{3_f}} \quad (2.20)$$

$$r_3 = K \cdot r_2 \quad (2.21)$$

Se reemplazó  $r_3$  en la ecuación 2.22 para hallar  $r_2$

$$[r_2 \cdot \sin(\theta_T - \theta_1) + r_3 \cdot \sin \theta_{3f}] - [r_2 \cdot \sin \theta_T + r_3 \cdot \sin \theta_{30}] + \Delta y = 0 \quad (2.22)$$

$$\Delta y = s_o - s_f = r_2 \cdot [\sin \theta_T - \sin(\theta_T - \theta_1)] + r_3 \cdot [\sin \theta_{30} - \sin \theta_{3f}] \quad (2.23)$$

$$\Delta y = r_2 \cdot [\sin \theta_T - \sin(\theta_T - \theta_1)] + r_2 \cdot K \cdot [\sin \theta_{30} - \sin \theta_{3f}] \quad (2.24)$$

$$r_2 = \frac{\Delta y}{[\sin \theta_T - \sin(\theta_T - \theta_1)] + K \cdot [\sin \theta_{30} - \sin \theta_{3f}]} \quad (2.25)$$

Encontrada  $r_2$ , se hallaron los valores de  $e$  y  $s_o$  con las ecuaciones del sistema.

Los valores obtenidos fueron los mostrados en la Tabla 11.

**Tabla 11**

Valores de variables del mecanismo 2

Variable	Valor
$\theta_{1o}$	0 gr
$\theta_{2o}$	107 gr
$\theta_T$	15 gr
$\theta_{2f}$	92 gr
$\theta_{3o}$	-30 gr
$\theta_{3f}$	-60 gr
$K$	0.703427154 su
$r_2$	2.8 cm
$r_3$	1.975 cm
$E$	0.9 cm

### Selección del Resorte

Adicional a ello, se hicieron cálculos para la selección del resorte usado para el retorno del dedo a su posición inicial. Para ello se relacionaron ecuaciones sobre selección de resortes, una aproximación de la aceleración y la de fuerzas que experimenta el resorte.

Para definir en cuánto tiempo el dedo artificial retorna a su posición inicial se emplearon las ecuaciones 2.26 y 2.27 para la aproximación de la aceleración:

$$a = \frac{v - v_o}{t} \quad (2.26)$$

$$v = \frac{\Delta y}{t} \quad (2.27)$$

$$a = \frac{v}{t} = \frac{\Delta y/t}{t} = \frac{\Delta y}{t^2} \quad (2.28)$$

Se obtuvieron 2 ecuaciones de las cuales se extraen los parámetros de dimensiones del resorte:

$$\sum F = m \cdot a \quad (2.29)$$

$$F_K = ma \quad (2.30)$$

$$F_K = K \cdot \Delta y = m \cdot a \quad (2.31)$$

Ecuación de la constante del resorte [21]:

$$K = \frac{G \cdot d^4}{8 \cdot N \cdot D^3}; \quad (2.32)$$

Considerando los diámetros en mm y usando 2.34, se tiene lo siguiente:

$$K = \frac{G \cdot \left(\frac{d}{1000}\right)^4}{8 \cdot N \cdot \left(\frac{6+d}{1000}\right)^3} \quad (2.33)$$

Siendo:

K: constante de resorte

$\Delta y$ : desplazamiento del modelo del mecanismo 1 [m]

m: masa del sistema [Kg]

N: número de vueltas [su]

d: diámetro del alambre [mm]

D: diámetro medio del resorte [mm]

G: Módulo de rigidez [ $N/m^2$ ]

Dado un  $D_{\text{interno}} = 6\text{mm}$

$$D = \frac{(6 + d)}{1000} \quad (2.34)$$

A continuación, se desarrollan las ecuaciones 2.31 y 2.33 para dejar N en función de d. En este desarrollo se usa una aproximación de la masa del sistema donde se la deja expresada en función del volumen de las piezas del sistema involucrado y su densidad (propiedad del PLA).

$$K = \frac{m \cdot a}{\Delta y} \quad (2.35)$$

Aproximación de la masa:

$$K = \frac{(\rho \cdot v) \cdot a}{\Delta y} \quad (2.36)$$

Se iguala 2.33 con 2.36 :

$$\frac{(\rho \cdot v) \cdot a}{\Delta y} = \frac{G \cdot \left(\frac{d}{1000}\right)^4}{8 \cdot N \cdot \left(\frac{6+d}{1000}\right)^3} \quad (2.37)$$

$$\frac{(\rho \cdot v) \cdot a}{\Delta y} = \frac{G \cdot d^4}{8000 \cdot N \cdot \left(6 + \frac{d}{2}\right)^3} \quad (2.38)$$

$$N = \frac{\Delta y \cdot G \cdot d^4}{8000 \cdot (\rho \cdot v) \cdot a \cdot (6+d)^3} \quad (2.39)$$

Valor de aceleración del sistema para un tiempo arbitrario definido para un movimiento de retorno que no lastime la fisionomía interna:

$$t = 0.6 \text{ s}; \Delta y = 0.006 \text{ m} \rightarrow a = 0.0167 \text{ m/s}^2$$

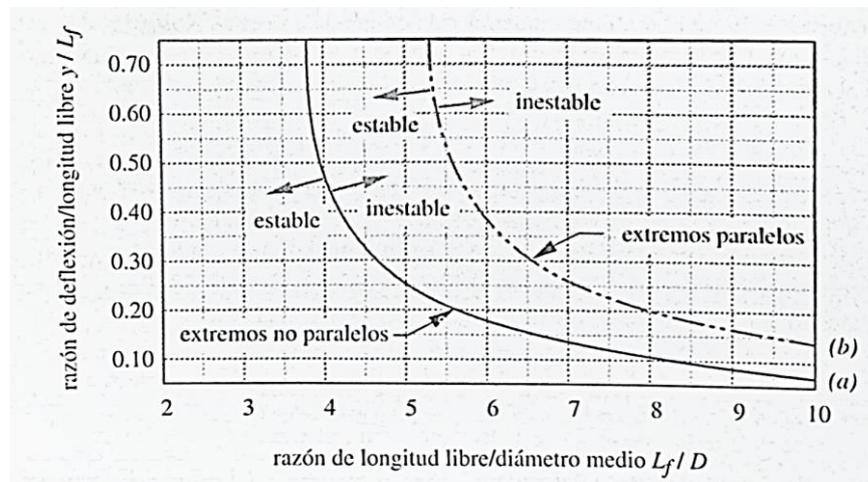
Para el dimensionamiento del sistema se debe tener valores de propiedades del material, diámetro del alambre y el volumen aproximado de la masa del sistema:

$$V = 0.046 \text{ m}^3; G = 73.1 \text{ GPa}; d = 1 \text{ mm}; \rho = 1240 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

Se obtiene  $N \approx 9$  vueltas

**Figura 10**

Curvas de situación crítica de pandeo



Nota. Curva extraída del libro “*Diseño de máquinas*” de Robert L. Norton [21]

Para dimensionar la longitud se usaron las curvas de la Figura 10 con el fin de determinar una longitud sin pandeo. Se llegó a una longitud libre de 27 mm para un diámetro medio de 7mm que ya se seleccionó en párrafos anteriores al escoger un  $D_{interno} = 6\text{ mm}$  y un  $d = 1\text{ mm}$ .

Finalmente se tiene un resorte de acero inoxidable con las siguientes dimensiones:

- $D_{interno} = 6\text{ mm}$
- $d = 0.5\text{ mm}$
- $N = 9\text{ vueltas}$
- $L = 27\text{ mm}$

### **Consideraciones para otorgar facultad ensamblable al mecanismo**

Todos los tornillos debían ser de fácil acceso. Si alguno estaba en el interior del chasis, su diseño permitía desmontarlo para acceder al tornillo, resultando en la presencia de tornillos hexagonales en ciertas secciones. Se contempló la organización de cables dentro del chasis y la creación de espacios y vías para su salida. El rozamiento entre piezas debía ser mínimo, siendo especialmente relevante en las juntas, por lo que se incluyó una fase de pruebas en el diseño.

### **Impresión en 3D - testeo**

Teniendo listas todas las piezas, se procedió a realizar la impresión 3D siguiendo el procedimiento: a continuación:

#### **Previo a la impresión:**

1. Una vez finalizados los diseños, se exportaron en formato STL.
2. Se abrió el archivo STL en el programa CURA para generar el archivo en código G.
3. Se ajustaron los parámetros de impresión (temperatura, velocidad, tipo de soporte, etc.) de acuerdo con el material, la pieza y la impresora 3D utilizada.
4. Se verificó que la superficie de impresión estuviera nivelada y limpia.
5. Se aseguró de que la boquilla de la impresora estuviera a la distancia adecuada de la superficie de impresión

Durante la impresión se tuvo el trabajo de supervisar la impresión para detectar posibles atascos de filamento o desprendimientos de pieza.

Proceso post-impresión:

1. Se retiró la pieza de la superficie de impresión.
2. Se eliminaron los soportes de la pieza cuando fue necesario. En piezas delicadas, se usó un estilete o cuchilla caliente para quitar los soportes.
3. Se lijó o pulió la pieza para perfeccionar su acabado.
4. Se realizó una purga del filamento antes de la siguiente impresión para prevenir inconvenientes.

Verificación de dimensiones y ensamble:

1. Se comprobó la fragilidad de la pieza.
2. Se evaluó la calidad de impresión, identificando rugosidades indeseadas.
3. Con un calibrador, se midieron longitudes y diámetros para detectar posibles errores de impresión.
4. Se verificó la compatibilidad de ensamblaje entre las piezas.
5. Si la pieza presentaba errores significativos, como dimensiones alteradas, fragilidad o mala calidad, se intentó corregir de las siguientes maneras:
  - a. Se ajustaron las dimensiones del diseño teniendo en cuenta el error de la impresora.
  - b. Se cambió la orientación de impresión.
  - c. Se modificó el tipo de soportes utilizados.
  - d. Se ajustó la temperatura de impresión.
  - e. Se evaluó la necesidad de una superficie adicional para la cama caliente.

Impresión en 3D

Tras realizar las pruebas necesarias y finalizar las dimensiones de los diseños, se efectuaron las impresiones siguiendo los detalles de la sección de testeo, desde el preprocesado hasta el post-procesado.

### 2.2.3 *Diseño electrónico*

#### 2.2.3.1 *Diseño de celda de carga*

Para medir fuerza con la finalidad determinar la elasticidad del tejido prostático se utilizó un puente completo de Wheatstone sobre una placa de acero inoxidable para generar una celda de carga de alta sensibilidad y precisión de su deformación. Además, la configuración de conexión ofreció compensación de temperatura.

Inicialmente, se determinó las dimensiones de la celda de carga, esta debía ser lo suficientemente pequeña para caber en la punta del dispositivo e interactuar con el tejido, así sus dimensiones se determinaron de 37 mm de largo, 6 mm de ancho y 0.1 mm de espesor.

#### **Figura 11**

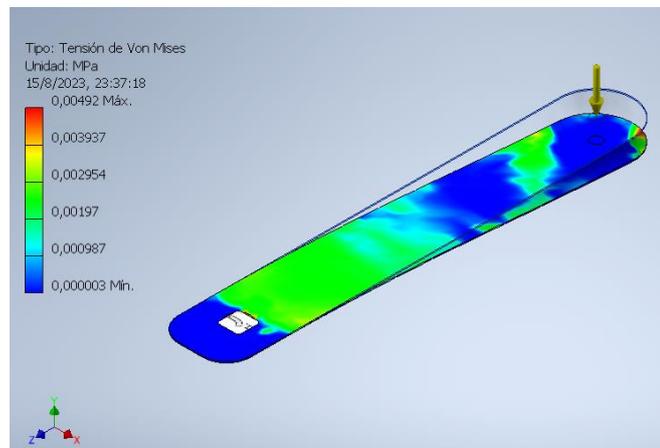
*Geometría de placa metálica para celda de carga*



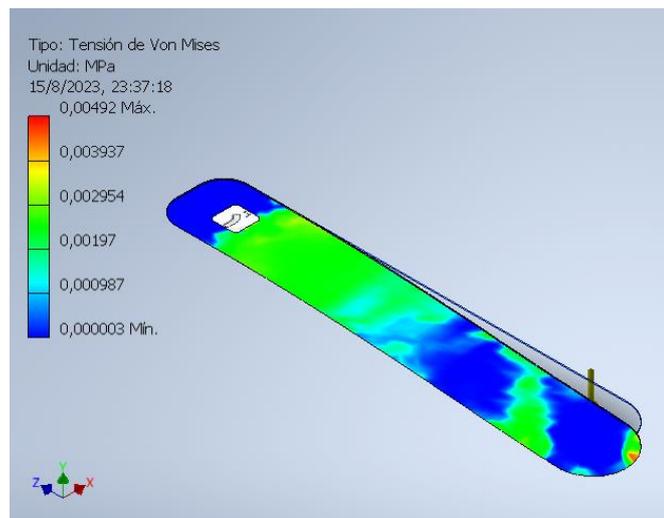
Para determinar la ubicación de las galgas extensométricas, se realizó un análisis de tensión acero inoxidable, considerando el extremo izquierdo fijado y una carga mínima de 0.000001 N, basada en los rangos de fuerza en tejidos biológicos expuestos en el capítulo 1 [12].

**Figura 12**

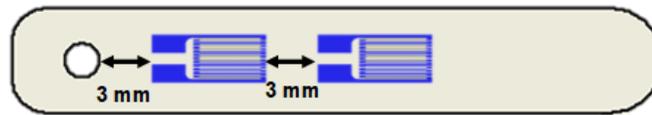
*Modelado de elementos finitos cara superior*

**Figura 13**

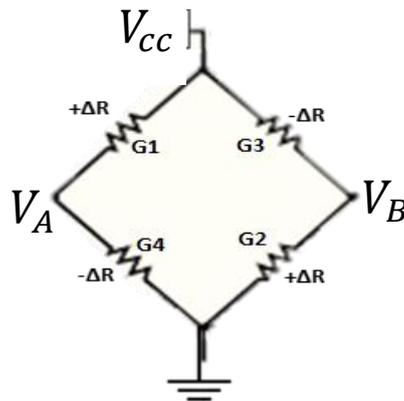
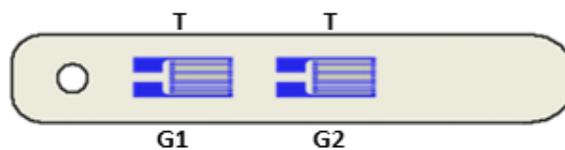
*Modelado de elementos finitos cara inferior*



En la Figura 12 y Figura 13 se reflejaron mayores esfuerzos en lado izquierdo de la placa, tanto en la superficie superior como inferior. Por ello, se determinó que para ambas superficies las galgas estarán colocadas a 3 mm del perímetro del agujero y separadas entre sí por 3 mm y centradas.

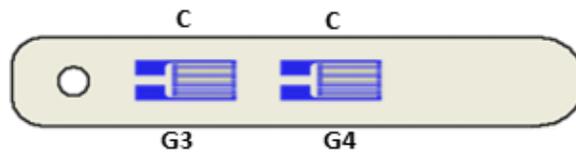
**Figura 14***Distribución de galgas*

Dado a que la celda de carga sufre flexión hacia arriba en su extremo, se determinó que las galgas en la cara que entra en contacto con el tejido estarán sometidas a tensión, mientras que las de la cara opuesta a compresión.

**Figura 15***Puente de Wheatstone, diagrama esquemático***Figura 16***Distribución de galgas cara en contacto con tejido*

**Figura 17**

*Distribución de galgas cara posterior*



Posterior a la generación de la celda de carga se requirió validar que el puente se encuentra estable midiendo los voltajes nodales de la configuración de puente:  $V_A$  y  $V_B$ ; si los mismos son iguales, entonces el puente está equilibrado. Por lo tanto  $V_0$  tuvo un valor de 0 V.

$$V_A = V_{CC} \left( \frac{G_4}{G_4 + G_1} \right) \quad (2.40)$$

$$V_B = V_{CC} \left( \frac{G_2}{G_2 + G_3} \right) \quad (2.41)$$

$$V_0 = V_{CC} \left( \frac{G_4}{G_4 + G_1} - \frac{G_2}{G_2 + G_3} \right) = 0 \quad (2.42)$$

Las galgas extensométricas empleadas son las de la marca Measurements Group, de la serie MICRO-MEASUREMENTS, modelo 240UZA. Su hoja de especificaciones determina que la deformación máxima es del 5% para galgas de 6 mm de largo. Es decir, es posible extender o contraer la galga en 0.3 mm sin exceder su límite de deformación y sin dañarla.

### ***2.2.3.2 Circuito de adquisición de datos***

Las señales provenientes de las galgas necesitaron un diseño electrónico capaz de brindar las siguientes características:

- Filtrado.
- Amplificación.
- Conversor ADC para el procesamiento de las señales empleando un microcontrolador.

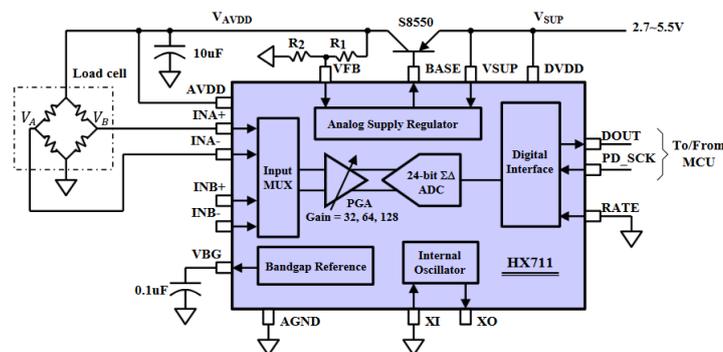
- Referencias de voltaje resilientes a variaciones negativas o positivas provenientes de la medición del puente de Wheatstone con la finalidad de que puedan ser leídos por el microcontrolador.

Se seleccionó el módulo integrado Hx711 puesto a que cumplía con las necesidades determinadas.

El HX711 es un ADC de 24 bits diseñado para balanzas y control industrial, compatible con sensores puente. Posee un multiplexor que selecciona entre los canales A o B y un amplificador de bajo ruido. Se programó el Canal A con una ganancia de 128, permitiendo una tensión diferencial de  $\pm 20\text{mV}$  con una alimentación de 5V. El chip incluye un regulador de suministro, eliminando la necesidad de uno externo, y ofrece opciones flexibles para la fuente de reloj. Su circuito de reinicio facilita la inicialización, y no requiere programación de registros internos; todos los controles se gestionan a través de los pines.

**Figura 18**

*Diagrama esquemático del módulo Hx711*



*Nota.* Figura obtenida de hoja de especificaciones del módulo [22].

Para el procesamiento y adquisición de las señales se empleó una tarjeta Arduino NANO, dado a que cuenta con los pines necesarios para las conexiones de componentes electrónicos y es de un tamaño pequeño. Los componentes electrónicos se alimentan de la placa de Arduino, por ello se separó la alimentación de 5 voltios y la tierra a borneras con la finalidad de conectar todos los componentes a la misma referencia.

### **2.2.3.3 Alimentación**

Para la alimentación del Arduino se emplearon los siguientes componentes:

- **Batería de Litio-ion 3.7V + Módulo TP4056:** La unión de estos componentes lograron darle una facultad portátil al componente electrónico. El módulo TP4056 funciona como un cargador de batería, pues cuenta con puertos para alimentación externa con la finalidad de cargar la batería cuando su nivel de voltaje es mínimo, es decir 2.7 V. Si la batería llega a un nivel menor de 2.7 V, podría dañarse, sin embargo, el módulo TP4056 también otorga protección a la batería pues al llegar al nivel mínimo el integrado se encarga de cortar la alimentación desde la batería hasta que la misma sea recargada.

- **Módulo MT3608:** Este módulo se encargó de alimentar la placa de Arduino con un voltaje constante de 7 V. Resultó sumamente útil dado a que se alimenta con rango de voltaje de 2V a 24V y otorga un voltaje de salida constante que puede ser seteado mediante el potenciómetro en valores de 5V a 28V.

Adicional, se extrajo la señal desde la batería a una entrada analógica del Arduino con el fin de indicar el nivel de carga por la pantalla OLED.

### **2.2.3.4 Corriente de operación:**

Para hallar la corriente de operación total del componente electrónico fue necesario obtener la corriente de operación de todos los elementos que la componen.

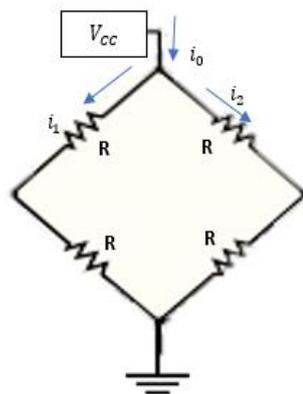
La corriente de operación de los componentes Arduino nano, módulo HX711 y Pantalla Oled 128x64 se extrajeron de sus respectivas hojas de especificaciones.

- **Arduino nano:** 20 mA en condiciones normales de operación del ATMEGA328P a 5V y 16MHz.
- **Módulo HX711:** 20 mA
- **Pantalla OLED 128x64:** 1.4 mA

- **Celda de carga:**

Para calcular la corriente de operación de la celda de carga, se analizó el puente de Wheatstone que la compone. Al estar formado por 4 galgas iguales es posible considerarlas como 4 resistencias del mismo valor,  $120 \Omega$  por lo indicado en su hoja de especificaciones. Al estar alimentada por la placa de Arduino el voltaje de alimentación  $V_{CC}$  es igual a 5 V.

Empleando la ley de Ohm y la primera regla de Kirchhoff se establece:



$$\sum i_{\text{entrada}} = \sum i_{\text{salida}} \quad (2.43)$$

$$i_0 = i_1 + i_2 \quad (2.44)$$

$$i_0 = \frac{V_{CC}}{2R} + \frac{V_{CC}}{2R} \quad (2.45)$$

$$i_0 = \frac{5}{2(120)} + \frac{5}{2(120)} \quad (2.46)$$

$$i_0 = 41.67 \text{ mA} \quad (2.47)$$

Para hallar la corriente de operación total se sumaron todas las corrientes de operación obtenidas:

$$i_{\text{Operación total}} = \sum \text{corrientes de operación} \quad (2.48)$$

$$i_{\text{Operación total}} = 41.67 \text{ mA} + 20\text{mA} + 20\text{mA} + 1.4\text{mA} \quad (2.49)$$

$$i_{\text{Operación total}} = 83.07 \text{ mA} \quad (2.50)$$

### 2.2.3.5 Tiempo de energía:

Considerando que la batería Li ion tiene una capacidad de carga de 1000mAh, mediante una regla de tres puede determinarse el tiempo de energía del dispositivo sin recarga.

$$t = \frac{1000 \times h}{83.07} = 12 \text{ horas aprox} \quad (2.51)$$

### 2.2.4 Programa

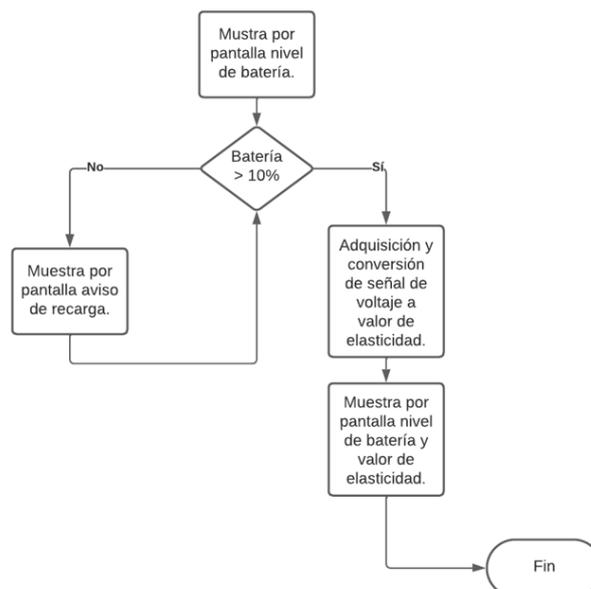
Se programó en el IDE de Arduino, empleando las librerías <Hx711.h> para la lectura de señales acondicionadas por el módulo Hx711, y para el manejo de la pantalla OLED <Adafruit\_GFX.h> y <Adafruit\_SSD1306.h>.

El programa del microcontrolador fue codificado con la finalidad de que realice las siguientes tareas:

1. Muestra de información de batería e información por pantalla.
2. Adquisición y conversión del valor de voltaje proveniente del puente de Wheatstone a un valor de elasticidad por medio de una ecuación de matemática.
3. Muestra por pantalla de valor numérico de elasticidad.

**Figura 19**

*Diagrama de flujo de programa.*



### 2.2.5 Propuesta de medición de elasticidad de tejido

Partiendo de la relación de elasticidad en función a la relación [10]:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (2.52)$$

El esfuerzo se halló por la relación:

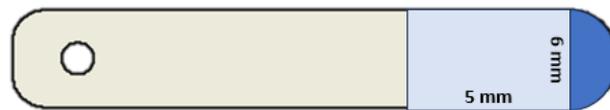
$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.53)$$

Donde F es la fuerza sobre la celda de carga dada por la ecuación obtenida de la regresión lineal, mientras que A el área que entra en contacto con el tejido de la celda de carga.

En este caso es la que se determinó a continuación:

**Figura 20**

*Área de contacto*



$$A_{\text{contacto}} = A_1 + A_2 \quad (2.54)$$

Donde  $A_1$  es el área del rectángulo de base de 5 mm y altura de 6 mm, mientras que el  $A_2$  es el área del semicírculo de radio de 3 mm.

$$A_{\text{contacto}} = \frac{\pi \cdot \text{radio}^2}{2} + (\text{base} \cdot \text{altura}) \quad (2.55)$$

$$A_{\text{contacto}} = \frac{\pi \cdot 3 \text{ mm}^2}{2} + (5 \text{ mm} \cdot 6 \text{ mm}) \quad (2.56)$$

$$A_{\text{contacto}} = 44.14 \text{ mm}^2 = 0.044 \text{ m}^2 \quad (2.57)$$

Dado a la geometría del dispositivo y al movimiento al que está sometido, fue posible determinar la deformación máxima de la celda de carga empleando la ecuación de deformación en función al voltaje referencial y factor de galga colocando un elemento rígido sobre ella que no se deforme y que la someta a llegar a su posición final, desplazada 4 mm de su posición inicial, entregando así su deformación máxima  $\epsilon_{\max}$  empleando la expresión 1.6 y 1.7.

Una vez, obtenida la deformación máxima de la celda de carga, se planteó que el valor de deformación de la elasticidad del material es la diferencia entre la máxima deformación a la que puede llegar la celda de carga, menos la deformación medida.

$$\epsilon_{\text{material}} = \epsilon_{\max} - \epsilon_{\text{medida}} \quad (2.58)$$

## **Capítulo 3**

### 3.1 Resultados y análisis

#### 3.1.1 Mecanismo implementado

En la Figura 21 y Figura 22 se observa cómo los cálculos relacionados al mecanismo resultaron en el movimiento rotacional del dedo. (Revisar Apéndice B

**Figura 21**

*Posición inicial del dispositivo*



**Figura 22**

*Posición final del dispositivo*



En el diseño de las partes se incluyeron 3 tipos de uniones:

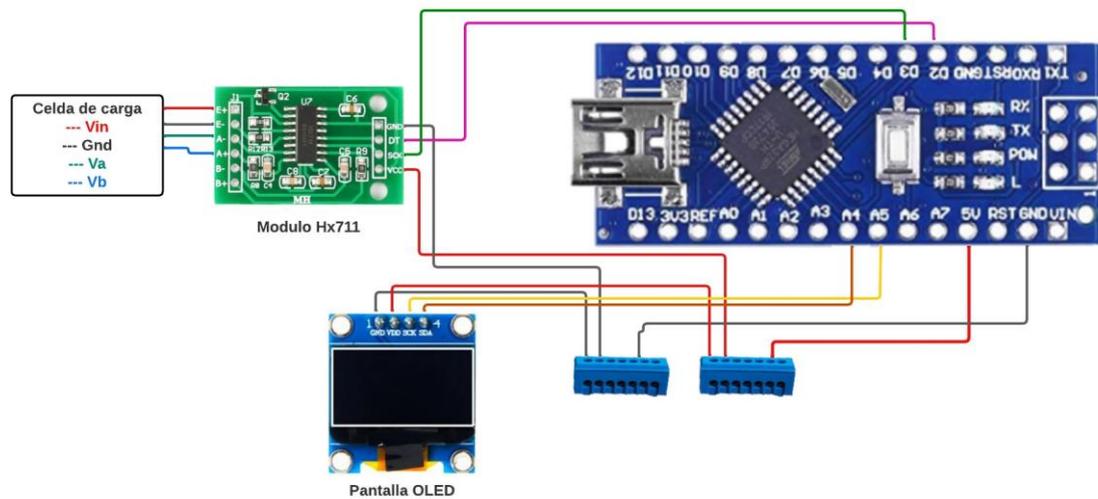
- Elemento de guía: sirve para ayudar al usuario a unir las piezas de base de forma rápida y sin complicaciones. Estas resultaron ser las uniones más débiles y resultaron ser muy susceptibles a rupturas tanto si se cae alguna pieza durante el ensamble como si se ejerce una presión considerable sobre ellas.
- Uniones con tornillo: Permiten hacer la unión mucho de las piezas estructurales (como las de la *Base*) más segura.
- Snapfit: Usado para unir elementos del mecanismo 2 como el Gatillo, Eslabón 3 y el Eslabón Conector M2. Tanto el primer como el tercer elemento mencionado se

deben de imprimir en una posición especial detallada en sus planos para evitar que el vector cortante haga que lleguen a falla y se rompan.

### 3.1.2 Circuito implementado

**Figura 23**

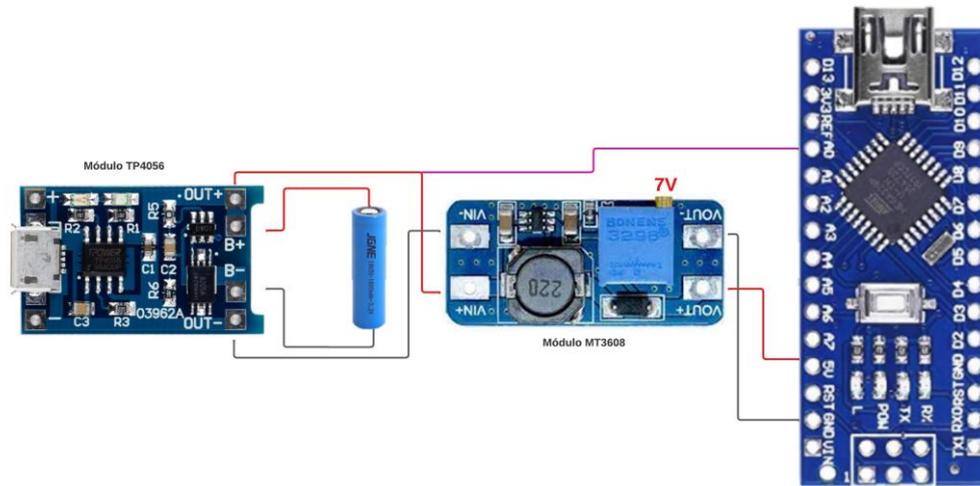
*Diagrama esquemático de circuito implementado*



La Figura 23 muestra el circuito empleado en el prototipo final, encargado de la adquisición de los valores de fuerza de la celda de carga, que emplea el módulo HX711 para la amplificación y conversión digital de estas. Adicional, muestra cómo se conectan al microcontrolador, encargado de procesar el valor de fuerza a uno de elasticidad y mostrarlo por la pantalla OLED.

**Figura 24**

*Diagrama esquemático de alimentación del prototipo*



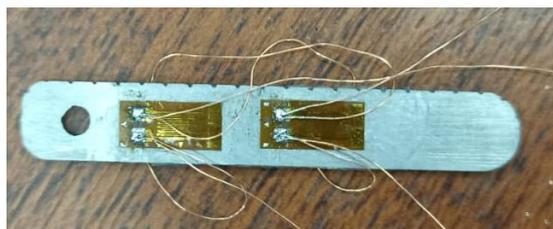
La Figura 24 muestra la alimentación empleada para el dispositivo, misma que le brinda su facultad portátil. El módulo TP4056 sirve como un cargador y protector de batería, mientras que el módulo MT3608 se alimenta de la batería y brinda un voltaje constante de 7 V al Arduino NANO. Desde la batería se extrae una señal analógica del voltaje de la batería para mostrar por pantalla su nivel de energía.

### 3.1.3 Celda de carga

El componente electrónico fundamental fue la celda de carga, ya que es con ella que se realiza la medición de la fuerza ejercida por el tejido prostático. Esta medición es esencial para determinar la elasticidad en función de la magnitud de la fuerza registrada.

**Figura 25**

*Celda de carga resultante*



Se generó la celda de carga mostrada en la imagen, tal como se estableció en el capítulo 2. Se colocaron dos galgas extensométricas en ambas caras, mientras que la conexión en puente de Wheatstone fue lograda al soldar cables esmaltados sobre los pads de las galgas.

Para verificar que el puente de Wheatstone estuviera calibrado, se generó un pequeño programa en Arduino que ejecutaba la expresión 2.42, mostrando la diferencia de los voltajes en los nodos diferenciales del puente a través del monitor serial. Por lo explicado en el capítulo 2, un puente equilibrado retorna un valor de 0 V al restar los valores de voltaje de sus nodos diferenciales, se observa en Figura 26 que la diferencia de estos valores en la celda de carga creada es cercana a cero, por lo que se considera al puente equilibrado.

**Figura 26**

*Resultados de puente equilibrado*



```

Output Serial Monitor x
Not connected. Select a board and a port to connect automatically.
Va: 2.1550 V, Vb: 2.0080 V, Diferencia: 0.1470 V
Va: 1.9110 V, Vb: 1.8860 V, Diferencia: 0.0250 V
Va: 1.8520 V, Vb: 1.8270 V, Diferencia: 0.0250 V
Va: 1.8180 V, Vb: 1.7980 V, Diferencia: 0.0200 V
Va: 1.7980 V, Vb: 1.7740 V, Diferencia: 0.0240 V
Va: 1.7980 V, Vb: 1.7790 V, Diferencia: 0.0190 V
Va: 1.8570 V, Vb: 1.8270 V, Diferencia: 0.0300 V
Va: 1.8860 V, Vb: 1.8520 V, Diferencia: 0.0340 V

```

Para calibrar la celda de carga, se llevó a cabo un proceso de adquisición de datos que se fundamentó en asegurar la fijación de la celda en uno de sus extremos, de manera similar a una viga empotrada. A continuación, se añadieron pesos calibrados en el otro extremo para registrar las lecturas en bruto proporcionadas por el módulo HX711.

La Tabla 12 refleja los datos obtenidos.

**Tabla 12**

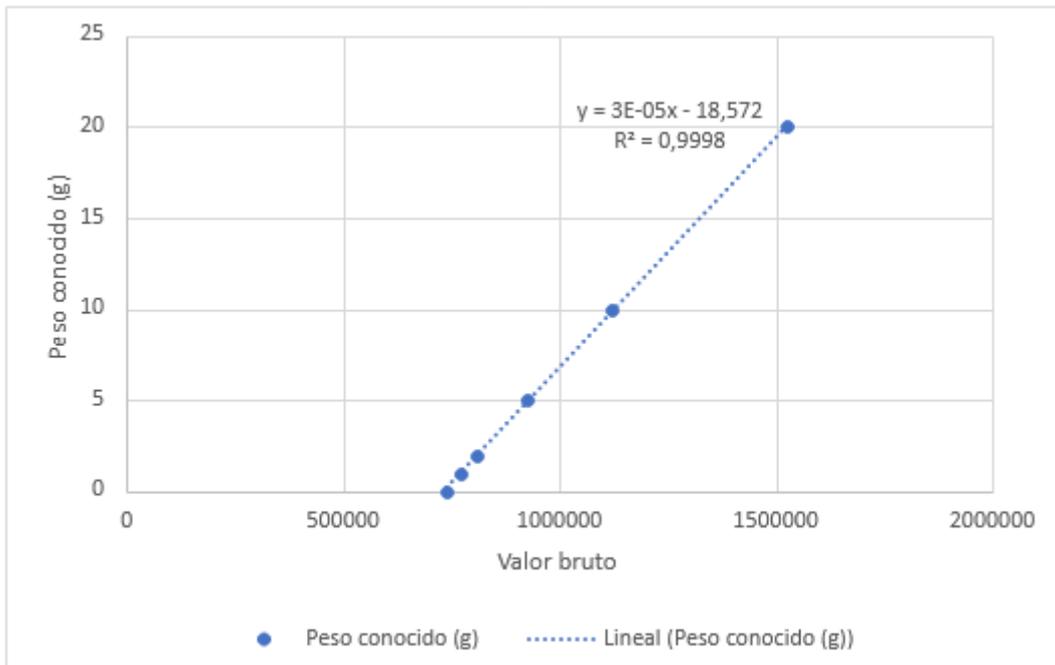
*Datos registrados para calibración*

<b>Valor bruto</b>	<b>Peso conocido (g)</b>
738795	0
775115	1
809330	2
925681	5
1123625	10
1525768	20

A partir de los datos de la Tabla 12 se realizó una regresión lineal para establecer relación precisa entre el valor bruto proveniente de la celda de carga y el peso conocido de referencia. La regresión lineal mostrada en la Figura 27, proporcionó una aproximación matemática fundamentada en los datos de calibración, asegurando correspondencia entre las mediciones y los valores reales, dado a que el  $R^2$  resultó en un valor igual a 0.9998. Este valor sugiere que aproximadamente el 99.98% de la variabilidad en los datos de fuerza puede ser explicada por la regresión lineal en relación con los valores brutos.

**Figura 27**

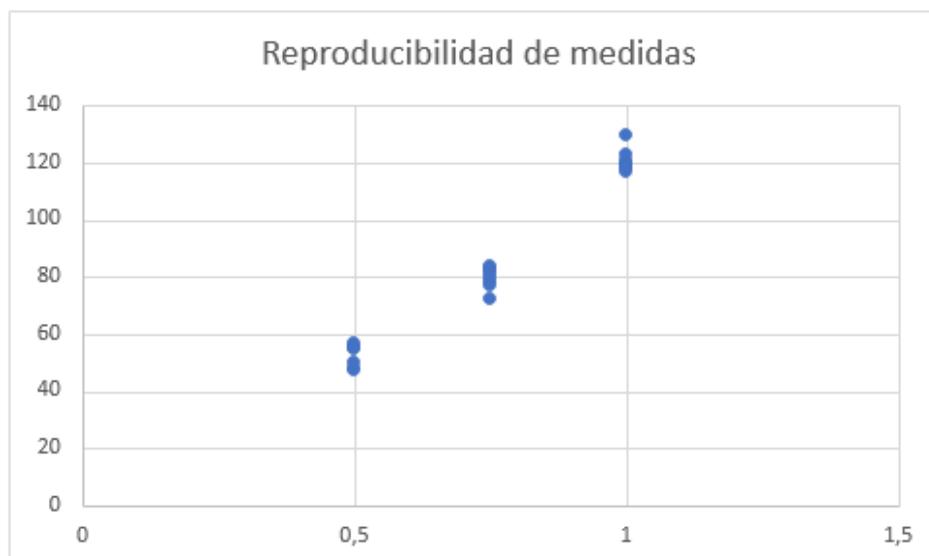
Regresión lineal de calibración



### 3.1.4 Prueba de precisión

**Figura 28**

Valores de fuerza medida para diferentes grosores de muestras



Para verificar la reproducibilidad de medida se imprimieron en TPU ejemplares cilíndricos huecos, de grosores de 0.5 mm, 0.75 mm y 1 mm en sus bordes con la finalidad de

generar ejemplares de diferente rigidez, que aumentaba al aumentar el grosor. La prueba constó en fijar el ejemplar a medir y someter al dedo del dispositivo a un sistema que genere un movimiento máximo del mismo. Se realizaron 10 pruebas por cada ejemplar, obteniendo la Figura 28. En la misma se aprecia que se registraron valores cercanos de fuerza cada vez que se realizaba la prueba en un ejemplar.

**Tabla 13**

*Porcentaje de error respecto a la media*

<b>Grosor</b>	<b>Media</b>	<b>Porcentaje de error</b>
<b>0,5</b>	53,39	6,613739161
<b>0,75</b>	80,45	4,449141196
<b>1</b>	120,507	3,140584372

La Tabla 13 muestra que la variación respecto a la media es mayor para materiales menos rígidos, lo que indica que la fuerza ejercida por estos materiales es más variable. Esto es coherente con la teoría de la elasticidad, ya que los materiales menos rígidos son más susceptibles a la variación. A su vez, se infiere que se requerirían mayores estudios para determinar rangos de elasticidad de patologías en las que el tejido prostático es menos rígido como la prostatitis y HBP. En general, la variación de los resultados fue baja, lo que indica que el dispositivo es consistente en sus mediciones.

### **3.1.5 Medición de elasticidad**

La deformación máxima por la limitación mecánica del borde del dedo del dispositivo resultó en un valor de 3.61, empleando la expresión 1.6 en el programa.

Una vez obtenido el valor de deformación máxima de la celda de carga, se imprimieron phantoms de TPU con relleno del 10% y 5% para medir su modulo elástico a partir de la relación de las ecuaciones 2.52, 2.53, 2.54 y 2.58 con el mismo procedimiento anterior.

Adicional, se sometió a la misma prueba los ejemplares cilíndricos de 0,75 y 0,5 mm de grosor. Estos se denominaron ejemplar 4, 3, 2, y 1 respectivamente.

**Tabla 14**

*Resultados de módulo de Young para diferentes ejemplares de TPU*

<b>Ejemplar</b>	<b>Fuerza</b>	<b>Esfuerzo (Pa)</b>	<b>Deformación del material</b>	<b>Deformación de celda de carga</b>	<b>Elasticidad de carga (Pa)</b>	<b>Elasticidad Material (Pa)</b>
4	84,58	1922,27273	1,12	2,49	771,9970792	1716,314935
3	83,57	1899,31818	1,15	2,46	772,0805617	1651,581028
2	82,55	1876,13636	1,18	2,43	772,0725776	1589,946071
1	55,58	1263,18182	1,96	1,65	765,5647383	644,4805195

A partir de la Tabla 14, se evidencia que ejemplares de mayor rigidez ejercen mayor fuerza sobre la celda de carga, haciendo que esta se deforme más. Sin embargo, se observa que a pesar de las variaciones de fuerza el módulo de Young de la celda de carga permanece en valores similares, con una variación estándar de 2.89 que indica que los valores están bastante agrupados alrededor de la media, validando nuevamente que es consistente en sus mediciones.

Los módulos de Young obtenidos son más elevados para ejemplares más rígidos. Desde una perspectiva mecánica y teórica, estos resultados son coherentes, ya que una mayor rigidez indica una resistencia superior a la deformación plástica. Aunque no fue posible validar experimentalmente estos valores debido a limitaciones en el acceso a materiales con módulos elásticos conocidos, se logró establecer una medición de la elasticidad a partir de la expresión 2.58, basada en una fuerza medida por la celda de carga. Alternativamente se establece un rango discreto del 1 al 4, donde 4 presenta una mayor rigidez prostática.

Este experimento representa una validación cuantitativa en términos de medición, pero cualitativa en términos de interpretación de los valores de elasticidad obtenidos hasta la validación experimental con materiales de elasticidad conocidos y obtención de más información respecto a valores de elasticidad prostática conocidos.

### 3.1.6 Visualización de datos por pantalla

Se muestra por pantalla el valor de elasticidad, a partir de la medición de la celda de carga procesada. Adicionalmente, dado a que el dispositivo presenta una facultad portátil, se consideró importante mostrar el nivel de batería por pantalla. Este fin fue logrado con un programa de muestra de nivel de porcentaje de batería de manera numérica y de imagen.

Al llegar al 10% de batería se arroja una alerta indicando necesidad de recarga, deteniendo el programa de medición.

**Figura 29**

*Visualización por pantalla*



### 3.1.7 Análisis de costos

El costo total del desarrollo del proyecto tiene un valor de \$17.011,61, como se muestra en la Tabla 15. Este valor es razonable a pesar de ser elevado, pues hay que considerar que se producirán varios ejemplares del prototipo desarrollado para su venta, reduciendo el valor su valor comercial. Adicional, en comparación a otros dispositivos para exámenes de detección de patologías prostáticas, como las MRI, cuyo equipo nuevo cuesta en 1 y 3 millones de dólares [23], la propuesta resulta más económica.

**Tabla 15***Costos directos del proyecto*

<b>Costos directos</b>			
	<b>Valor unitario</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Valor</b>
<b>Componente electrónico</b>			
Arduino nano	\$11,00	1	\$11,00
Pantalla OLED	\$10,50	1	\$10,50
Cables (x40/1 pack)	\$1,25	2	\$2,50
Bornera	\$1,25	1	\$1,25
Módulo Hx711	\$21,00	1	\$21,00
Módulo TP4056	\$3,00	1	\$3,00
Módulo MT3608	\$3,00	1	\$3,00
Batería Li-ion 3.7V	\$2,50	1	\$2,50
Galgas extensométricas	\$30,00	4	\$120,00
<b>Componentes de ensamble</b>			
Resorte	\$2,00	1	\$2,00
Tornillos	-	-	\$1,86
<b>Mano de obra</b>			
Mecanizado de placa para celda de carga. Fleje C75 AISI:1075	\$10,00	1	\$10,00
Diseño de celda de carga y ensamble	\$30,00	80 h	\$2.400,00
Diseño de mecanismo y encapsulamiento por hora	\$30,00	480 h	\$14.400,00
<b>Impresiones 3D</b>			
Partes de mecanismos y encapsulamiento (1kg PLA)	\$23,00	1	\$23,00
<b>Total</b>			<b>\$17.011,61</b>

### ***3.1.8 Entrevistas de retroalimentación de prototipo***

Para validar el prototipo del proyecto dirigido a la detección temprana de anomalías prostáticas, se llevaron a cabo entrevistas a ocho hombres, quienes representan el grupo demográfico objetivo, dado que son posibles pacientes. En primer lugar, se les proporcionó una explicación detallada sobre el procedimiento estándar del examen de palpación rectal. Posteriormente, se les presentó el prototipo, explicándoles que el dispositivo emula dicho procedimiento, pero con la ventaja de reducir incertidumbre al brindar reproducibilidad al examen y un valor de elasticidad. Al consultarles sobre su disposición a ser examinados con el dispositivo, la mayoría expresó su aprobación. Las razones variaron: algunos confiaban en la recomendación positiva de su médico sobre el uso del dispositivo, mientras que otros sentían que no tenían otras alternativas viables. No obstante, surgieron sugerencias valiosas para mejorar el diseño del prototipo. En particular, se destacó la preferencia por reducir el diámetro del "dedo artificial", la parte del dispositivo que entra en contacto directo con el cuerpo. Esta modificación no solo haría que el dispositivo fuera más delgado y, por ende, menos invasivo, sino que también se sugirió la inclusión de un indicador visual, como un cambio de color o una especie de "cuello", que sirva como referencia para evitar una inserción excesiva durante el examen. (Revisar Apéndice E

## Capítulo 4

## 4.1 Conclusiones y recomendaciones

### 4.1.1 Conclusiones

- El diseño y fabricación del prototipo presentado en este trabajo son capaces de aportar un valor cuantitativo de la rigidez de la próstata a través de un método invasivo que puede expresarse en Newtons. Si bien es cierto que no se presentan valores específicos de elasticidad de la próstata, sino más bien en un rango discreto de 1 a 4, donde 4 representa el valor más alto de rigidez de la próstata. Esto se debe a que no se dispuso de un método de calibración de elasticidad con tejidos reales o materiales cuya elasticidad sea conocida que permitiera presentar ese resultado en pantalla.
- El elemento de medición propuesto fue una celda de carga compuesta por cuatro galgas extensométricas iguales en configuración de puente de Wheatstone completo. Su implementación fue exitosa dado a que una vez, realizadas las conexiones, se validó que el puente estaba equilibrado y que su calibración fue exitosa proporcionando un coeficiente de determinación cercano a uno, implicando alta precisión y confianza en futuras medidas.
- El diseño de dos mecanismos de cuatro barras que, en conjunto, proporcionan un sistema mecánico capaz de generar un movimiento determinado del sensor en cada examen realizado con el dispositivo, asegurando reproducibilidad al examen en cada toma de muestra.
- La capacidad portátil del dispositivo permite su uso por aproximadamente 12 horas sin la necesidad de conexión a la red eléctrica, ampliando su alcance geográfico en zonas rurales donde la luz eléctrica es inestable.
- El diseño mecánico, diseño electrónico, programación e impresión 3D fueron exitosos al ser validados en la implantación de la prueba de concepto. Se alcanzó un ejemplar físico y funcional de la propuesta, integrando todos los subsistemas.

#### 4.1.2 *Recomendaciones*

- Para un producto final, se sugiere utilizar PLA para la impresión 3D con configuraciones de alta calidad. El PLA es un material biocompatible y biodegradable, lo que lo hace ideal para su uso en dispositivos médicos. Además, el PLA es un material fuerte y duradero, lo que lo hace adecuado para soportar el estrés mecánico de la palpación prostática.
- Para la impresión de los mecanismos que contienen snapfit, se recomienda el uso de PETG. Este es un material mucho más resistente a la flexión que se verían sometidas las piezas durante el ensamble y el desensamble (el desensamble se realizaría para mantenimiento y recalibración del dispositivo).
- Es esencial realizar pruebas con materiales que simulan la elasticidad de tejidos prostáticos, tanto cancerosos como sanos para una validación experimental. Un estudio relevante, "Tissue mimicking materials for the detection of prostate cancer using shear wave elastography", sugiere que una combinación de ácido paracético (PAA) y 2% de óxido de aluminio Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> puede imitar la rigidez del tejido prostático canceroso.
- Se recomienda emplear el dispositivo en estudios In Vitro para determinar módulos de elasticidad referenciales de otras patologías prostáticas, como la fibrosis o la HPB. Estos estudios proporcionarán información valiosa sobre la capacidad del dispositivo para detectar otras patologías prostáticas.
- Se recomienda realizar el prototipo con moldes de inyección para asegurar una mayor unión en el material plástico que lo compone. La técnica de impresión por deposición tiene sus problemas por no tener la suficiente adhesión entre capas necesaria para mecanismos como los snapfit o las juntas de tipo guías, además de que presenta una acumulación de error conforme más alta/larga es la pieza a imprimir.

- A partir de los comentarios obtenidos en las entrevistas, se sugiere modificar el diseño del prototipo. Reducir el diámetro del "dedo artificial" aumentará la comodidad durante el procedimiento. Además, la incorporación de un indicador visual, como un cambio de color o un "cuello", facilitaría la identificación del límite de inserción, garantizando así una mayor confianza del paciente en el uso del dispositivo durante el examen. Estas adaptaciones pueden optimizar la funcionalidad del dispositivo en futuras aplicaciones clínicas.

### Referencia

- [1] «Cáncer - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud». <https://www.paho.org/es/temas/cancer> (accedido 1 de septiembre de 2023).
- [2] K. Hoyt *et al.*, «Tissue elasticity properties as biomarkers for prostate cancer», *Cancer Biomark.*, vol. 4, n.º 4-5, pp. 213-225, nov. 2008, doi: 10.3233/CBM-2008-44-505.
- [3] A. Sarvazyan, T. J. Hall, M. W. Urban, M. Fatemi, S. R. Aglyamov, y B. S. Garra, «An Overview of Elastography-An Emerging Branch of Medical Imaging», *Curr. Med. Imaging Rev.*, vol. 7, n.º 4, pp. 255-282, nov. 2011, doi: 10.2174/157340511798038684.
- [4] C. Obek, «COMPARISON OF DIGITAL RECTAL EXAMINATION AND BIOPSY RESULTS WITH THE RADICAL PROSTATECTOMY SPECIMEN».
- [5] «Tests for Prostate Cancer | Prostate Cancer Diagnosis». <https://www.cancer.org/cancer/types/prostate-cancer/detection-diagnosis-staging/how-diagnosed.html> (accedido 1 de septiembre de 2023).
- [6] J. A. Lozano, «Diagnóstico y tratamiento de la hiperplasia benigna de próstata», *Offarm*, vol. 22, n.º 5, pp. 90-98, may 2003.
- [7] E. Berg *et al.*, «Chronic Prostatitis/Chronic Pelvic Pain Syndrome Leads to Impaired Semen Parameters, Increased Sperm DNA Fragmentation and Unfavorable Changes of Sperm Protamine mRNA Ratio», *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 22, n.º 15, p. 7854, jul. 2021, doi: 10.3390/ijms22157854.
- [8] Y. Cao *et al.*, «The Symptoms of Benign Prostatic Hyperplasia Patients with Stromal-Dominated Hyperplasia Nodules May Be Associated with Prostate Fibrosis», *Int. J. Gen. Med.*, vol. Volume 16, pp. 1181-1191, abr. 2023, doi: 10.2147/IJGM.S395705.
- [9] R. W. Ojewola *et al.*, «Knowledge, attitudes and screening practices regarding prostatic diseases among men older than 40 years: a population-based study in Southwest Nigeria», *Pan Afr. Med. J.*, vol. 27, p. 151, 2017, doi: 10.11604/pamj.2017.27.151.10605.

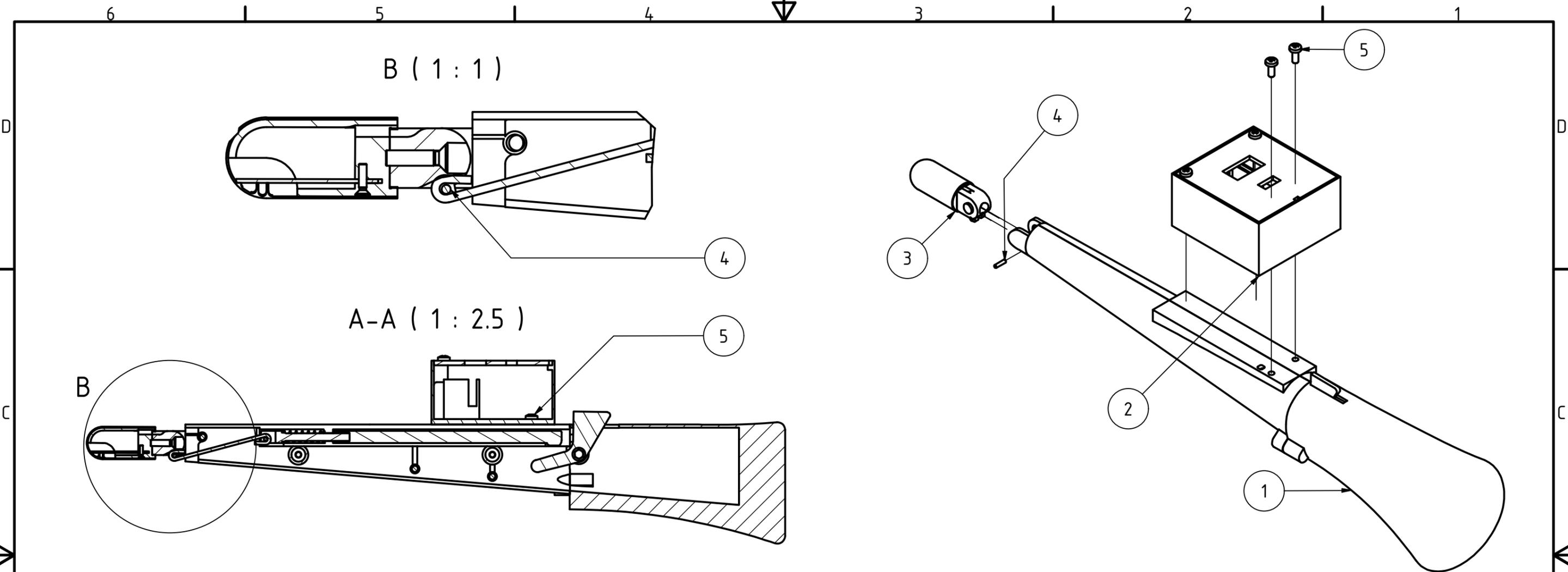
- [10] N. Özkaya, D. Leger, D. Goldsheyder, y M. Nordin, «Mechanical Properties of Biological Tissues», en *Fundamentals of Biomechanics*, Cham: Springer International Publishing, 2017, pp. 361-387. doi: 10.1007/978-3-319-44738-4\_15.
- [11] S. Ahmad, R. Cao, T. Varghese, L. Bidaut, y G. Nabi, «Transrectal quantitative shear wave elastography in the detection and characterisation of prostate cancer», *Surg. Endosc.*, vol. 27, n.º 9, pp. 3280-3287, sep. 2013, doi: 10.1007/s00464-013-2906-7.
- [12] K. Sugimura, P.-F. Lenne, y F. Graner, «Measuring forces and stresses *in situ* in living tissues», *Development*, vol. 143, n.º 2, pp. 186-196, ene. 2016, doi: 10.1242/dev.119776.
- [13] «Medir tensión con galgas extensiométricas». <https://www.ni.com/es/shop/data-acquisition/sensor-fundamentals/measuring-strain-with-strain-gages.html> (accedido 1 de septiembre de 2023).
- [14] I. Urgilés y P. Xavier, «Aplicación de galgas extensiométricas en el laboratorio de mecánica de materiales de la carrera de Ingeniería Mecánica para la obtención de deformaciones en elementos sometidos a cargas combinadas».
- [15] Q. Fang *et al.*, «Handheld probe for quantitative micro-elastography», *Biomed. Opt. Express*, vol. 10, n.º 8, p. 4034, ago. 2019, doi: 10.1364/BOE.10.004034.
- [16] A. Åstrand, B. Andersson, V. Jalkanen, B. Ljungberg, A. Bergh, y O. Lindahl, «Prostate Cancer Detection with a Tactile Resonance Sensor—Measurement Considerations and Clinical Setup», *Sensors*, vol. 17, n.º 11, p. 2453, oct. 2017, doi: 10.3390/s17112453.
- [17] «Colon Anatomy and Typical Dimensions • Cecum: 5cm ...», *GrepMed*, 23 de julio de 2021. <https://grepmed.com/images/13517/diagnosis-colon-colonic-anatomy-dimensions> (accedido 8 de septiembre de 2023).
- [18] D. Koulikov, A. Mamber, A. Fridmans, W. Abu Arafeh, y O. Z. Shenfeld, «Why I Cannot Find the Prostate? Behind the Subjectivity of Rectal Exam», *ISRN Urol.*, vol. 2012, p. 456821, feb. 2012, doi: 10.5402/2012/456821.

- [19] D. da Silva *et al.*, «Biocompatibility, biodegradation and excretion of polylactic acid (PLA) in medical implants and theranostic systems», *Chem. Eng. J.*, vol. 340, pp. 9-14, may 2018, doi: 10.1016/j.cej.2018.01.010.
- [20] J. Kočí, «How to print with flexible filament», *Original Prusa 3D Printers*, 22 de febrero de 2019. [https://blog.prusa3d.com/how-to-print-with-flexible-filament\\_29672/](https://blog.prusa3d.com/how-to-print-with-flexible-filament_29672/) (accedido 8 de septiembre de 2023).
- [21] R. L. Norton, «Diseño de máquinas».
- [22] [html.alldatasheet.com](https://html.alldatasheet.com/html-pdf/1132222/AVIA/HX711/109/1/HX711.html), «HX711 Datasheet(1/9 Pages) AVIA | 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales». <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/1132222/AVIA/HX711/109/1/HX711.html> (accedido 8 de septiembre de 2023).
- [23] «Block Imaging | Medical Imaging Equipment, Mobiles, Parts, & Service». <https://www.blockimaging.com> (accedido 4 de septiembre de 2023).

## **Apéndices**

## **Apéndice A**

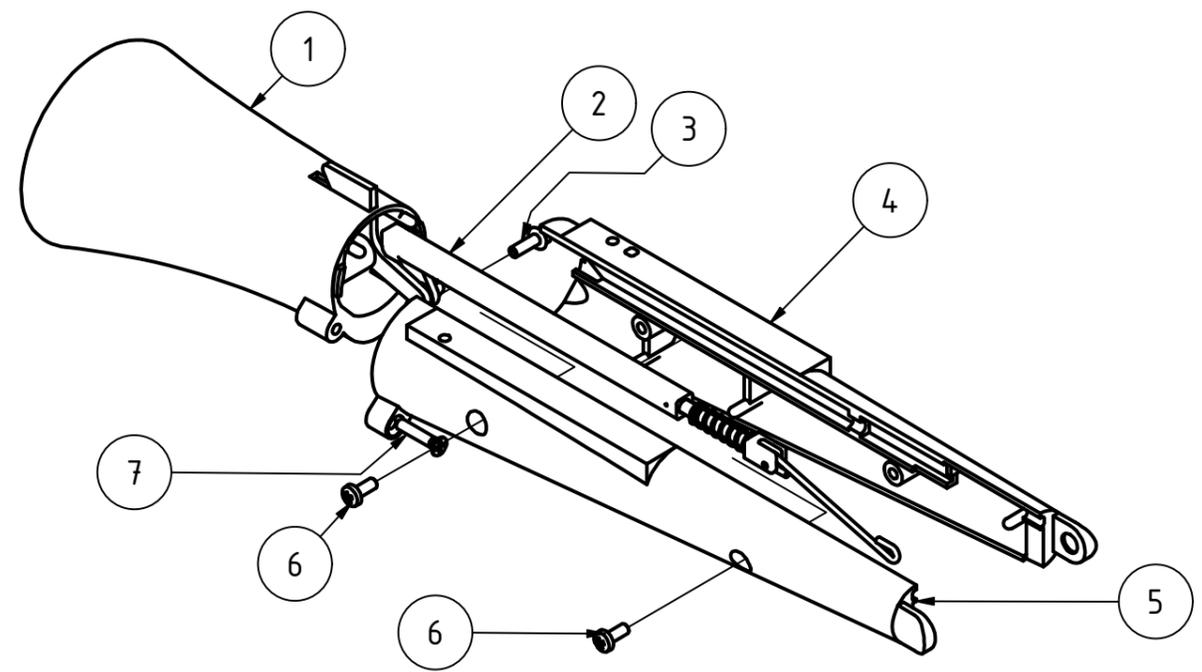
### **Planos del dispositivo**



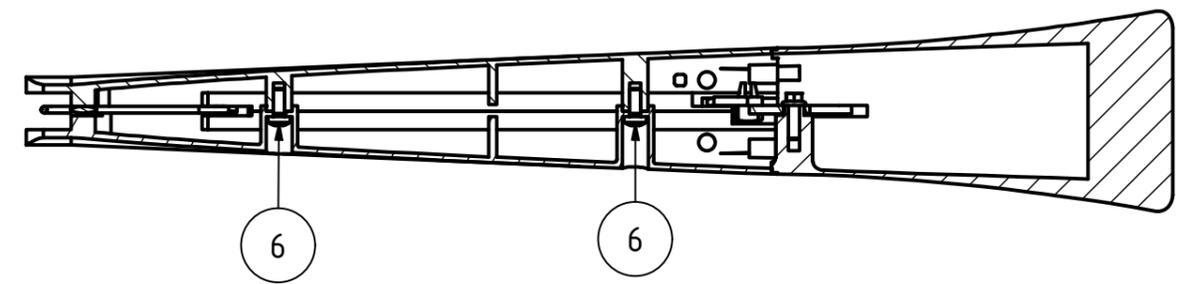
LISTA DE PIEZAS				
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANOS
1	1	Base		Base.100
2	1	Caja		Caja.200
3	1	Dedo		Dedo.300
4	1	Pasador de junta	2.3 x 8.8	
5	2	M4x10-H	Tornillos de cabeza cilíndrica abombada con hueco cruciforme DIN 7985 - Tipo H	

CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	DENOMINACIÓN <b>Sonda Próstata</b>	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023		
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023		
NUMERO DE DIBUJO			TAMAÑO <b>A3</b>	
<b>Sonda.001</b>				
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05				

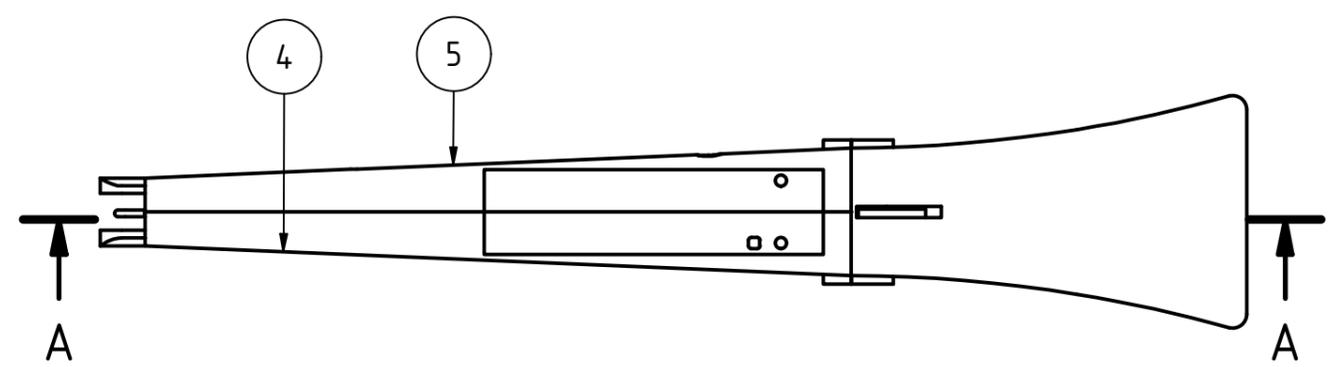
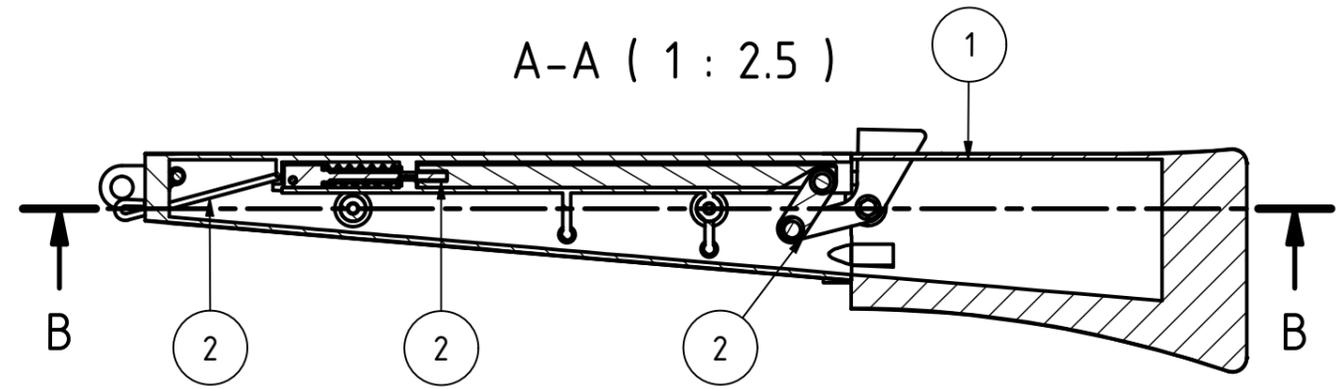
6 1 5 1 4 3 1 2 1 1



B-B ( 1 : 2.5 )



A-A ( 1 : 2.5 )



6 1 5 1 4 3 1 2 1 1

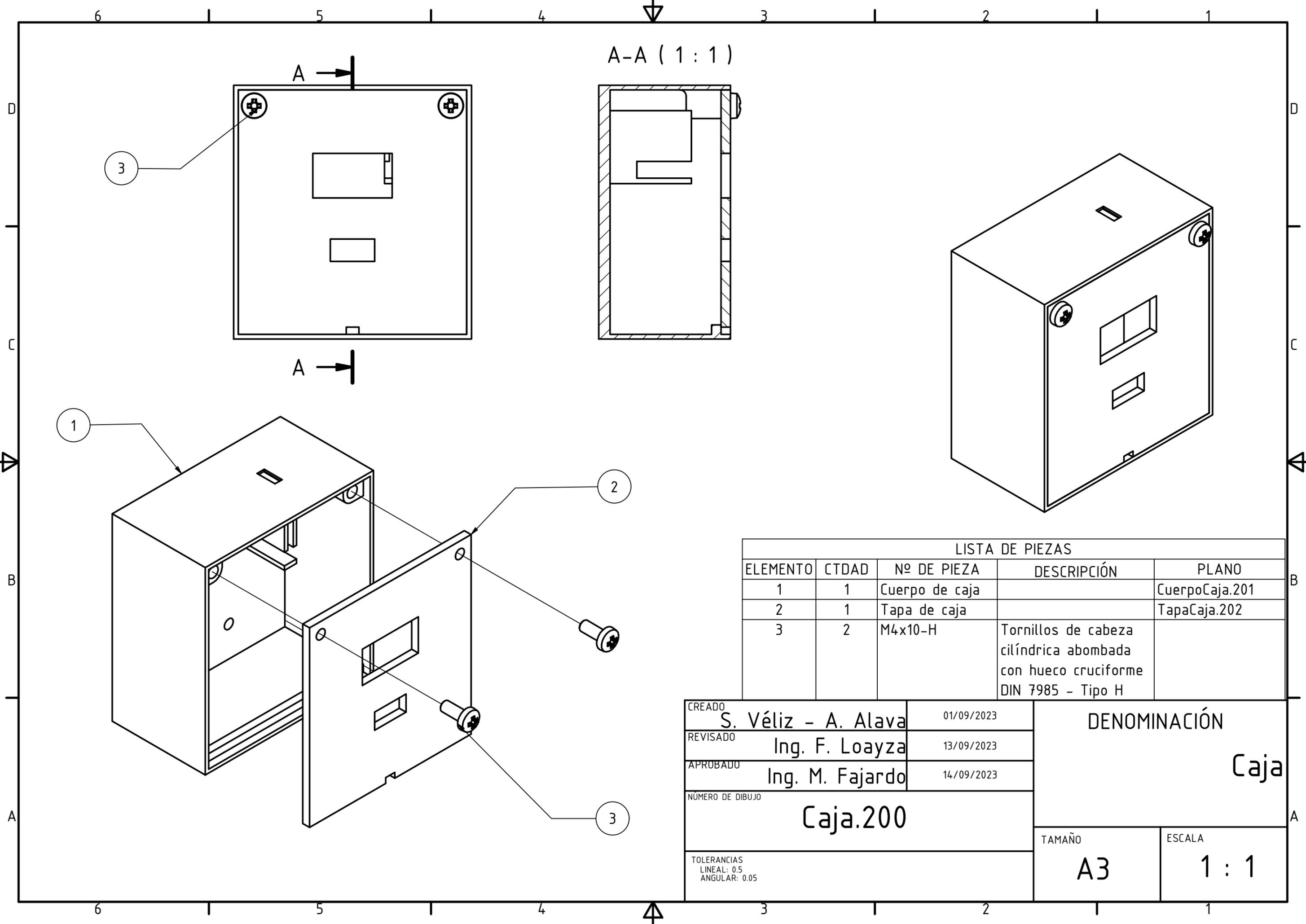
LISTA DE PIEZAS

ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	1	Base sección inferior		BaseInferior.101
2	1	Mecanismo Gatillo		MecanismoGatillo.400
3	1	M4x0.7 x 12, HFHMSM	Tornillo para maquinaria de cabeza hex. bridada ANSI B 18.6.7 M / IFI 513	
4	1	Base superior izquierda		BaseSuperiorIzquierda.104
5	1	Base superior derecha		BaseSuperiorDerecha.105
6	2	M4x10	Tornillos de cabeza cilíndrica abombada con hueco cruciforme - Tipo H DIN 7985	
7	2	M4 x 20	Tornillos métricos avellanados AS 1427	

CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023
REVISADO	F. Loayza	14/09/2023
APROBADO	M. Fajardo	14/09/2023
NUMERO DE DIBUJO	Base.100	

DENOMINACIÓN	
Base	
TAMAÑO	ESCALA
A3	1 : 2.5

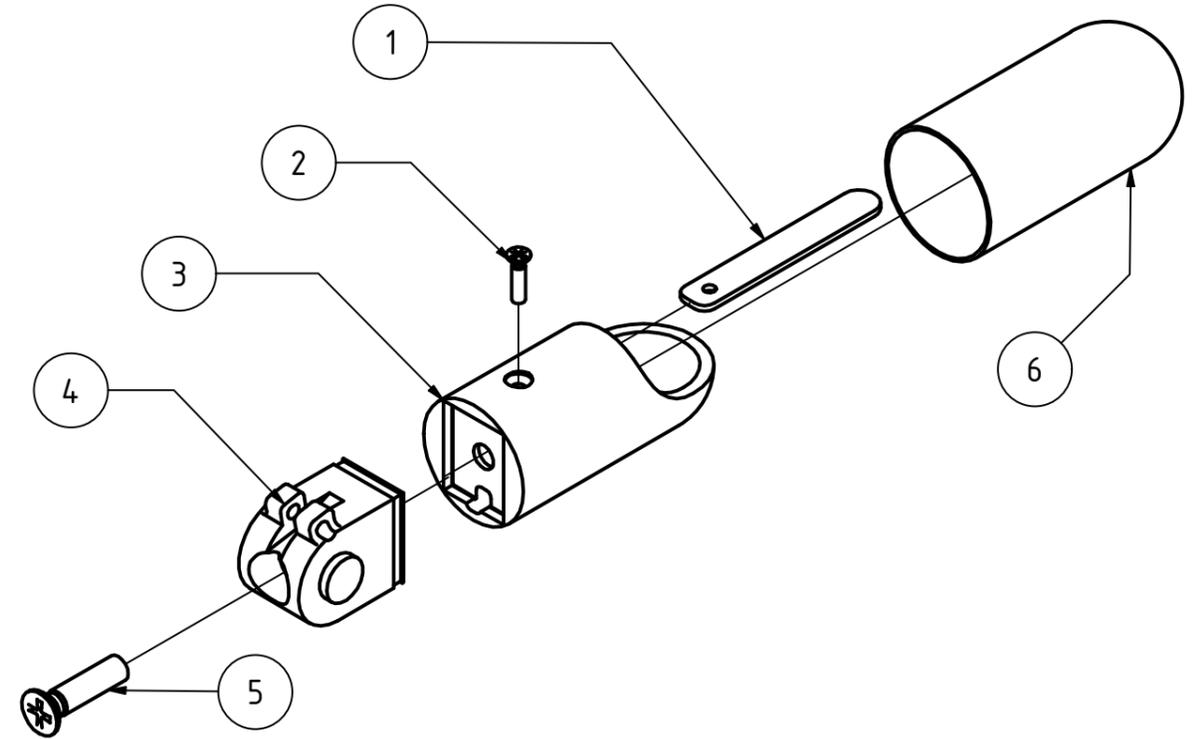
TOLERANCIAS  
LINEAL: 0.5  
ANGULAR: 0.05



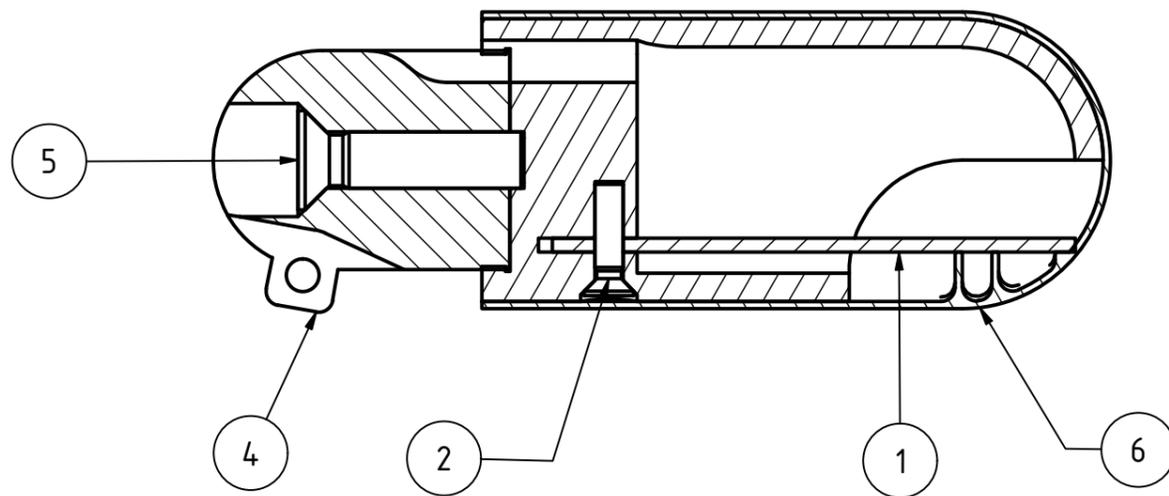
LISTA DE PIEZAS				
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	1	Cuerpo de caja		CuerpoCaja.201
2	1	Tapa de caja		TapaCaja.202
3	2	M4x10-H	Tornillos de cabeza cilíndrica abombada con hueco cruciforme DIN 7985 - Tipo H	

CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023
REVISADO	Ing. F. Loayza	13/09/2023
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023
NUMERO DE DIBUJO	<b>Caja.200</b>	
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05		

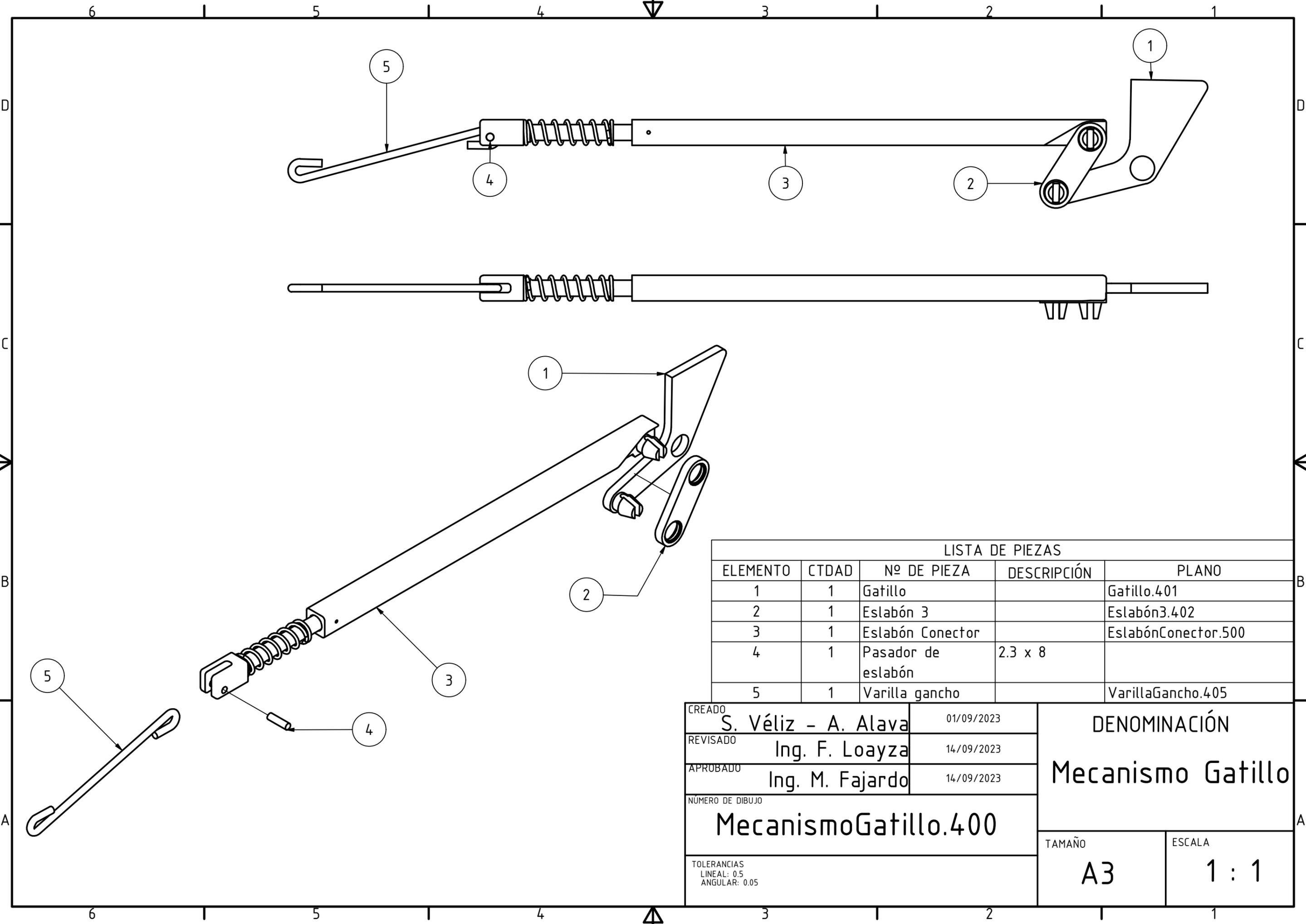
<b>DENOMINACIÓN</b>	
<b>Caja</b>	
TAMAÑO	ESCALA
<b>A3</b>	<b>1 : 1</b>



A-A ( 2 : 1 )



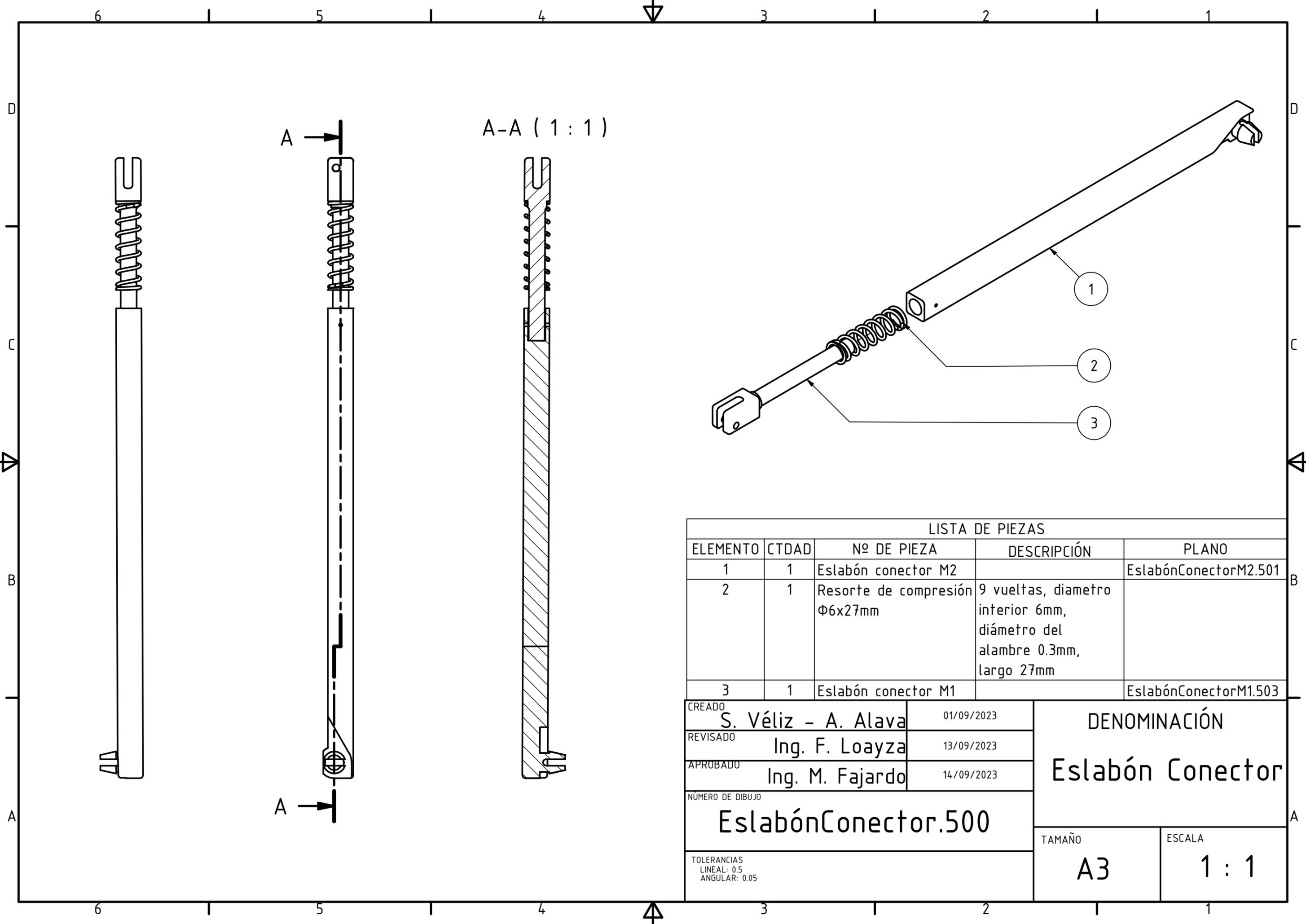
LISTA DE PIEZAS				
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANOS
1	1	Celda de carga		CeldaCarga.301
2	1	M2 x 8	Tornillo métrico avellanado AS 1427	
3	1	Dedo sección superior		DedoSuperior.303
4	1	Junta de Dedo		JuntaDedo.304
5	1	M4 x 16	Tornillo métrico avellanado AS 1427	
6	1	Capa flexible		CapaFlexible.306
CREADO		S. Véliz - A. Alava		01/09/2023
REVISADO		Ing. F. Loayza		14/09/2023
APROBADO		Ing. M. Fajardo		14/09/2023
NUMERO DE DIBUJO		Dedo.200		
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05		DENOMINACIÓN		Dedo
		TAMAÑO	ESCALA	
		A3		1 : 1



LISTA DE PIEZAS				
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	1	Gatillo		Gatillo.401
2	1	Eslabón 3		Eslabón3.402
3	1	Eslabón Conector		EslabónConector.500
4	1	Pasador de eslabón	2.3 x 8	
5	1	Varilla gancho		VarillaGancho.405

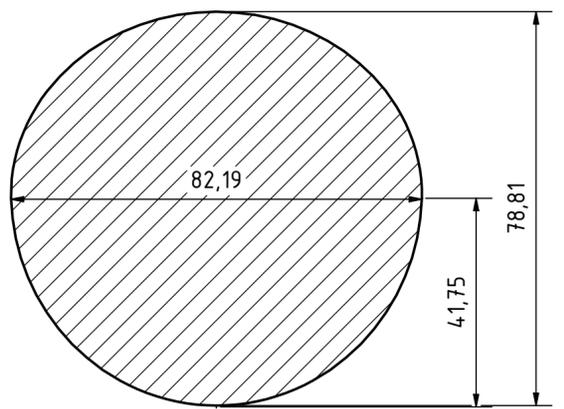
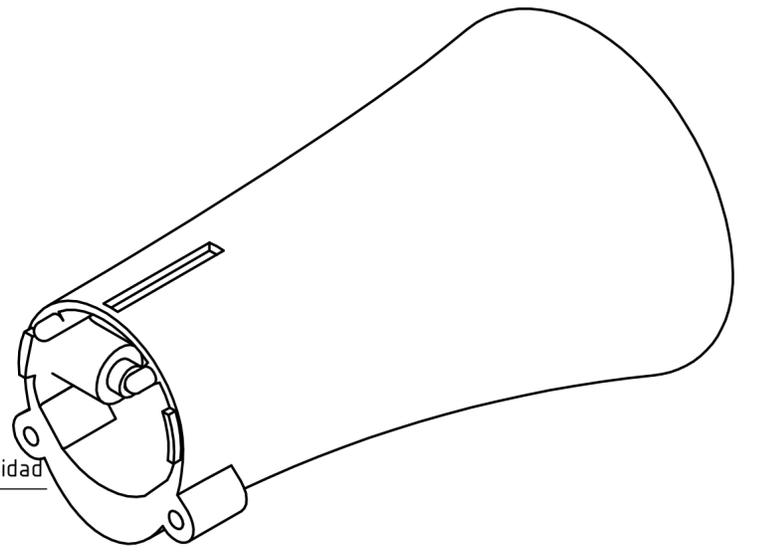
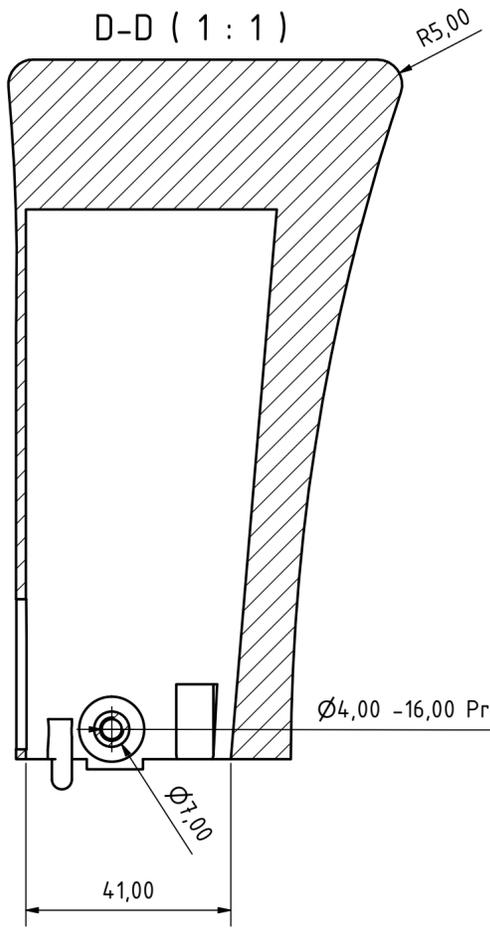
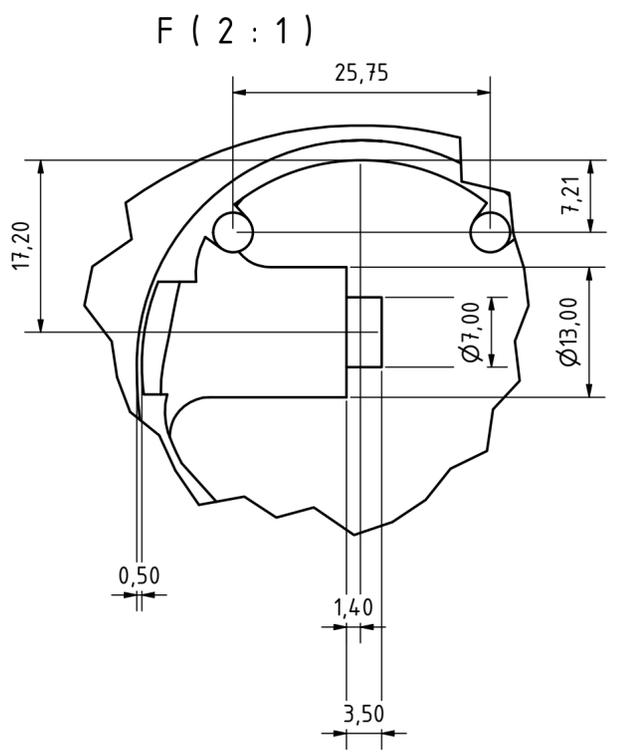
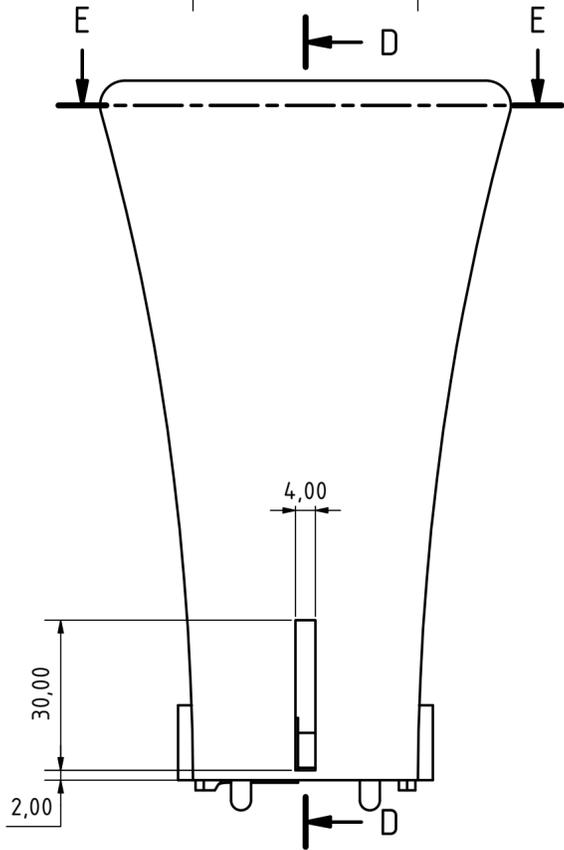
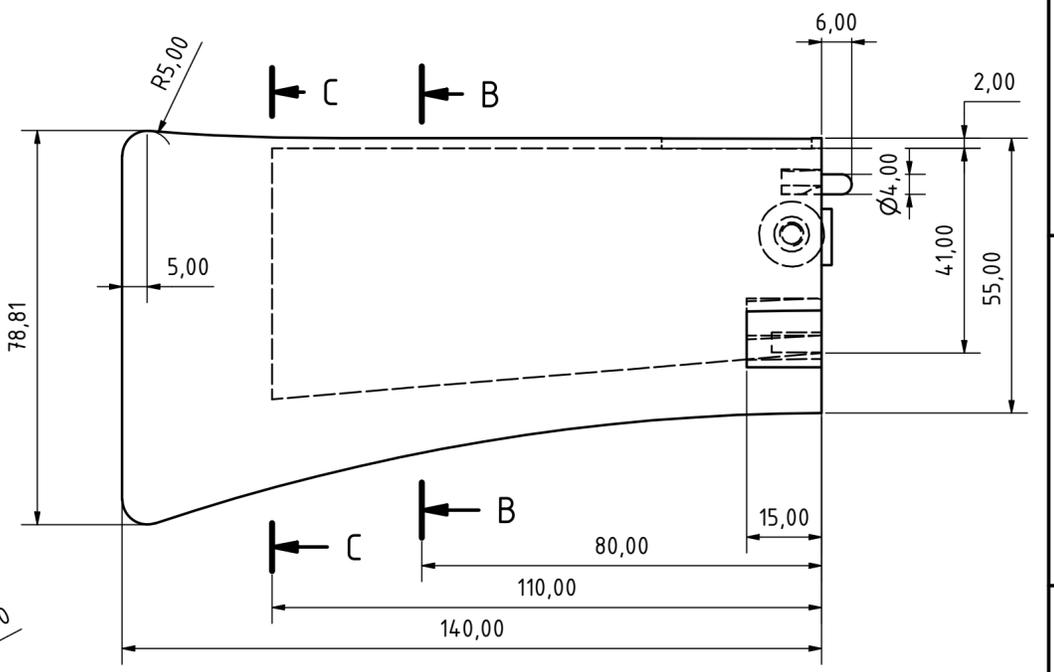
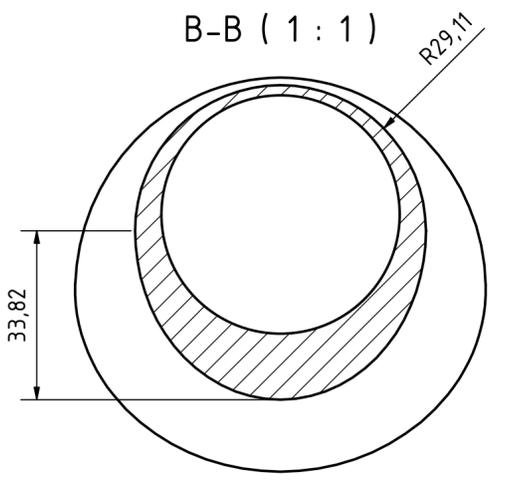
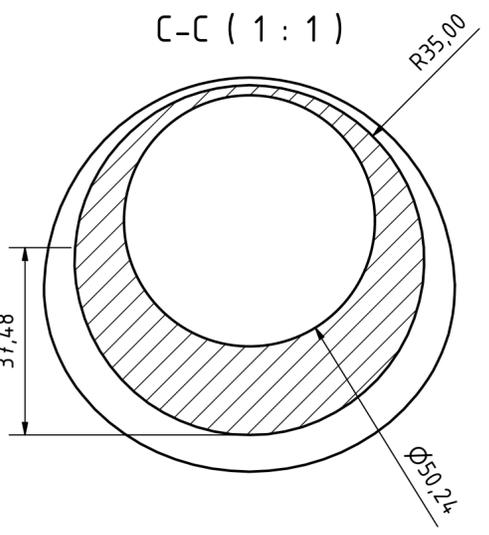
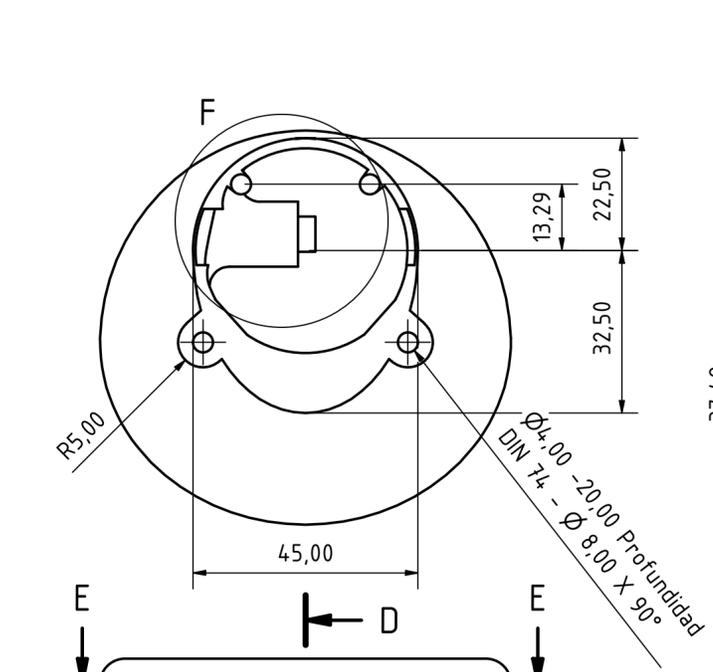
CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023
NUMERO DE DIBUJO	<b>MecanismoGatillo.400</b>	
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05		

DENOMINACIÓN	
<b>Mecanismo Gatillo</b>	
TAMAÑO	ESCALA
<b>A3</b>	<b>1 : 1</b>



A-A ( 1 : 1 )

LISTA DE PIEZAS				
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	PLANO
1	1	Eslabón conector M2		EslabónConectorM2.501
2	1	Resorte de compresión Φ6x27mm	9 vueltas, diametro interior 6mm, diámetro del alambre 0.3mm, largo 27mm	
3	1	Eslabón conector M1		EslabónConectorM1.503
CREADO		S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	DENOMINACIÓN <b>Eslabón Conector</b>
REVISADO		Ing. F. Loayza	13/09/2023	
APROBADO		Ing. M. Fajardo	14/09/2023	
NUMERO DE DIBUJO				TAMAÑO
<b>EslabónConector.500</b>				<b>A3</b>
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05				ESCALA
				<b>1 : 1</b>

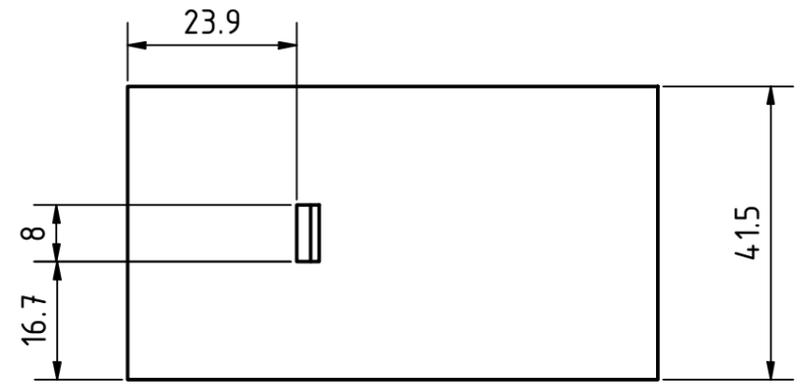
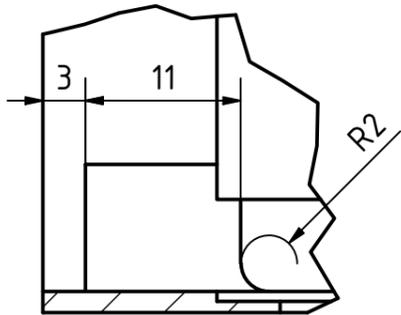


CREADO S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES PLASTICO PLA	
REVISADO Ing. F. Loayza	13/09/2023	DENOMINACIÓN Base inferior	
APROBADO Ing. M. Fajardo	14/09/2023	TAMAÑO A2	ESCALA 1 : 1
NÚMERO DE DIBUJO BasInferior.101			
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			

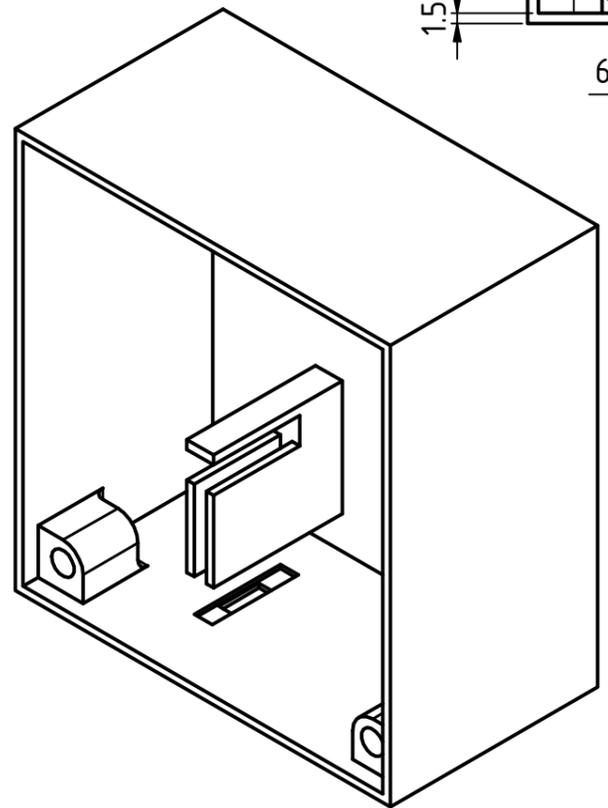
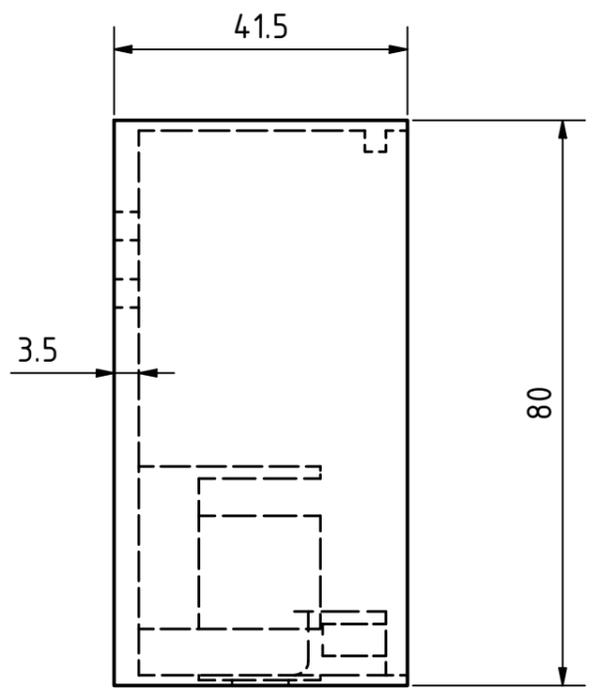
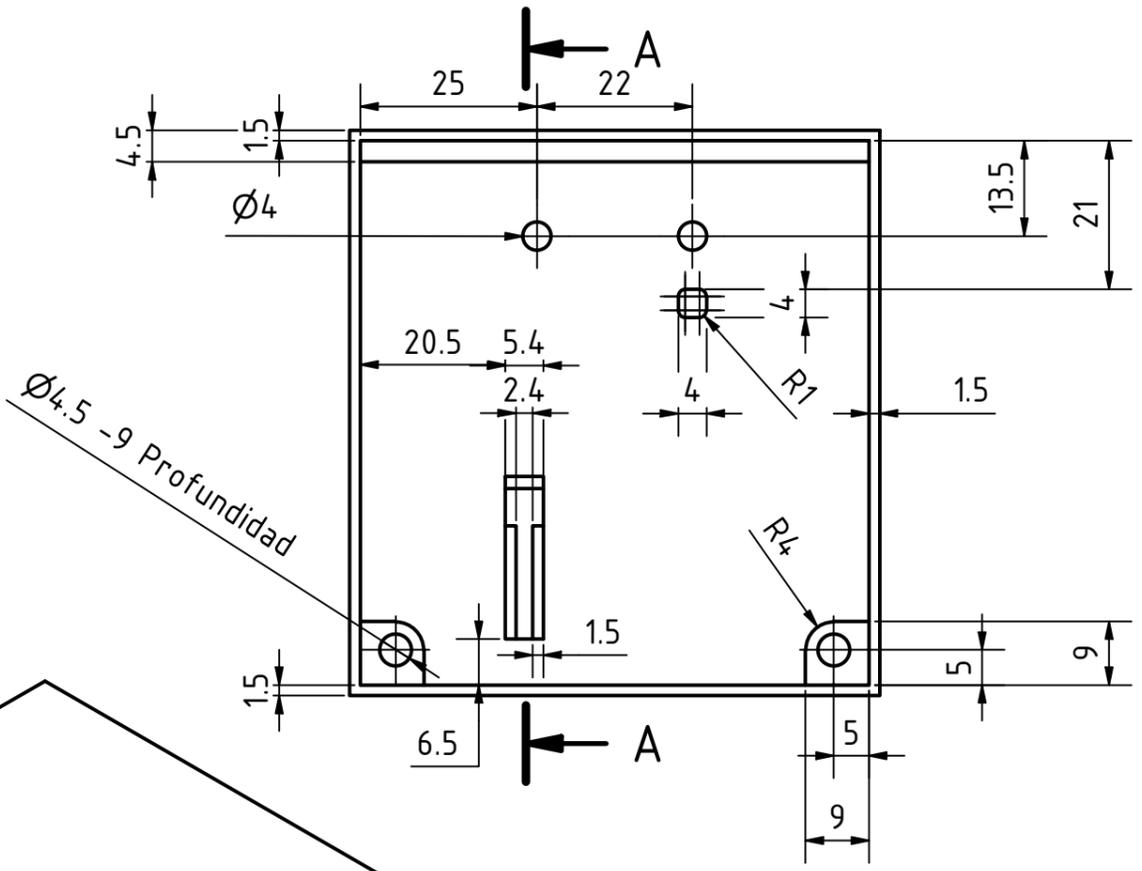
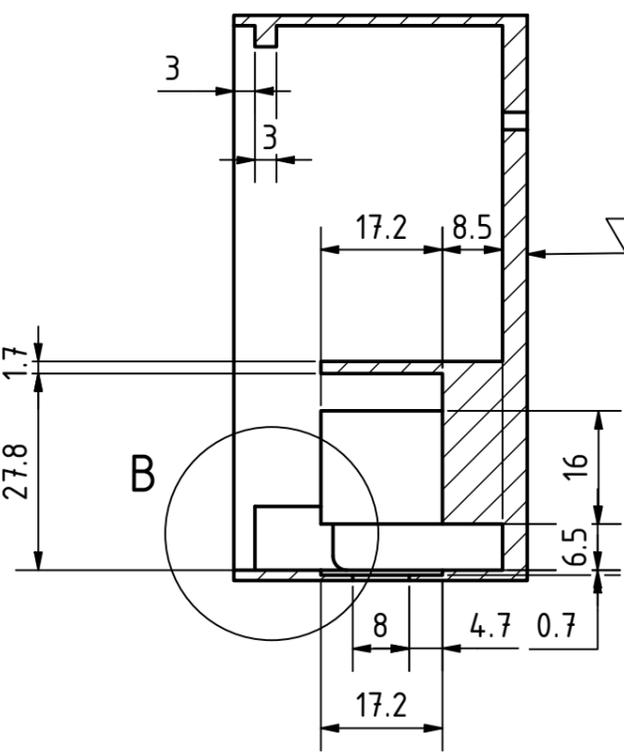




B ( 2 : 1 )

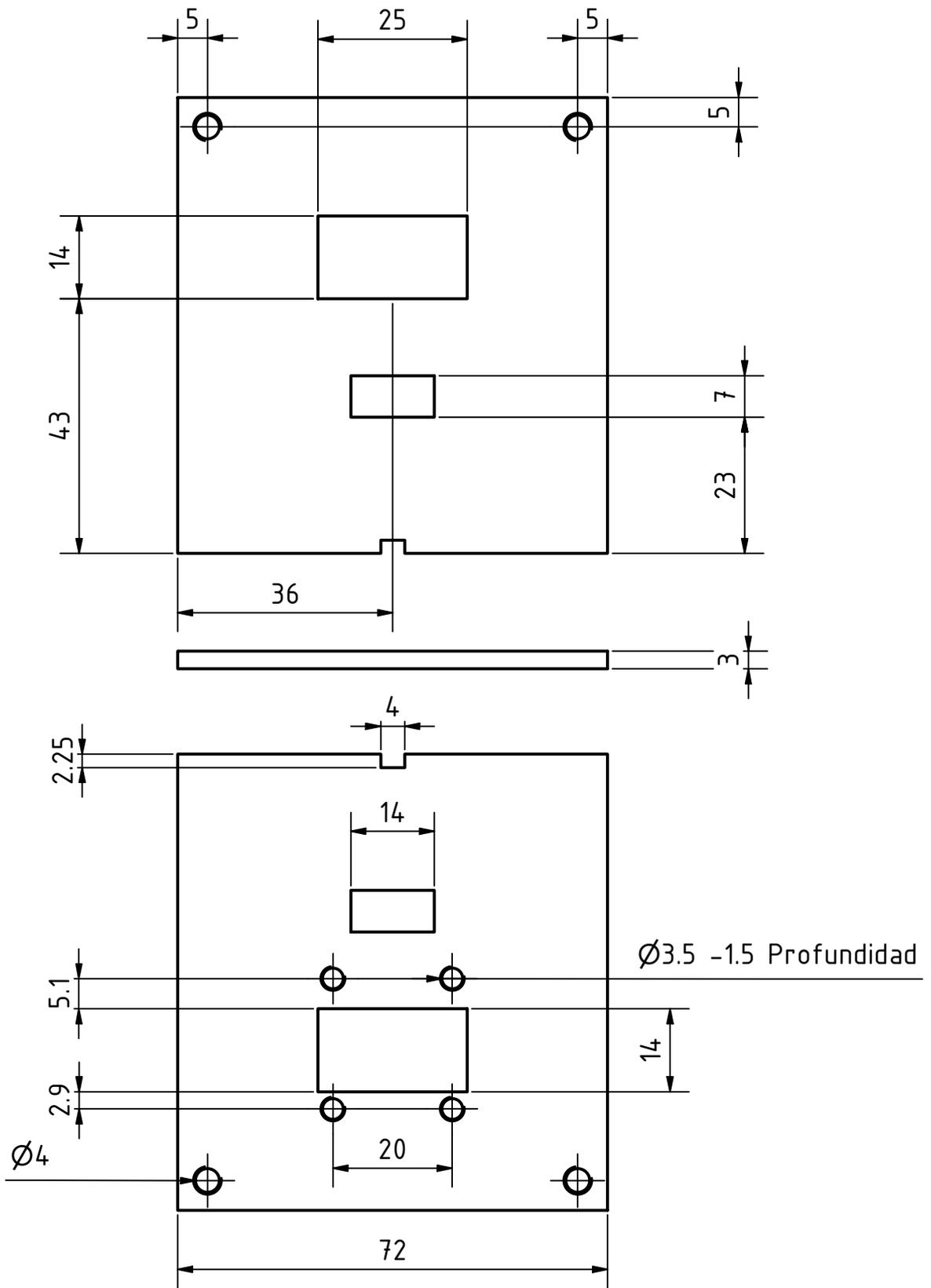


A-A ( 1 : 1 )

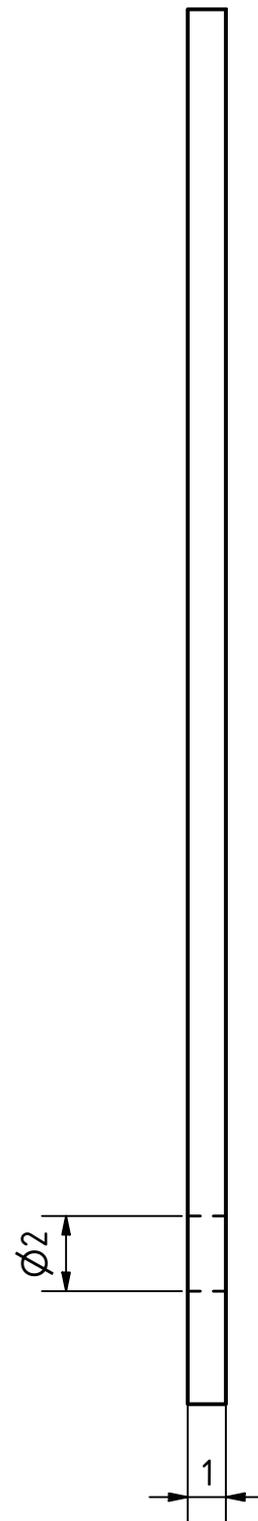
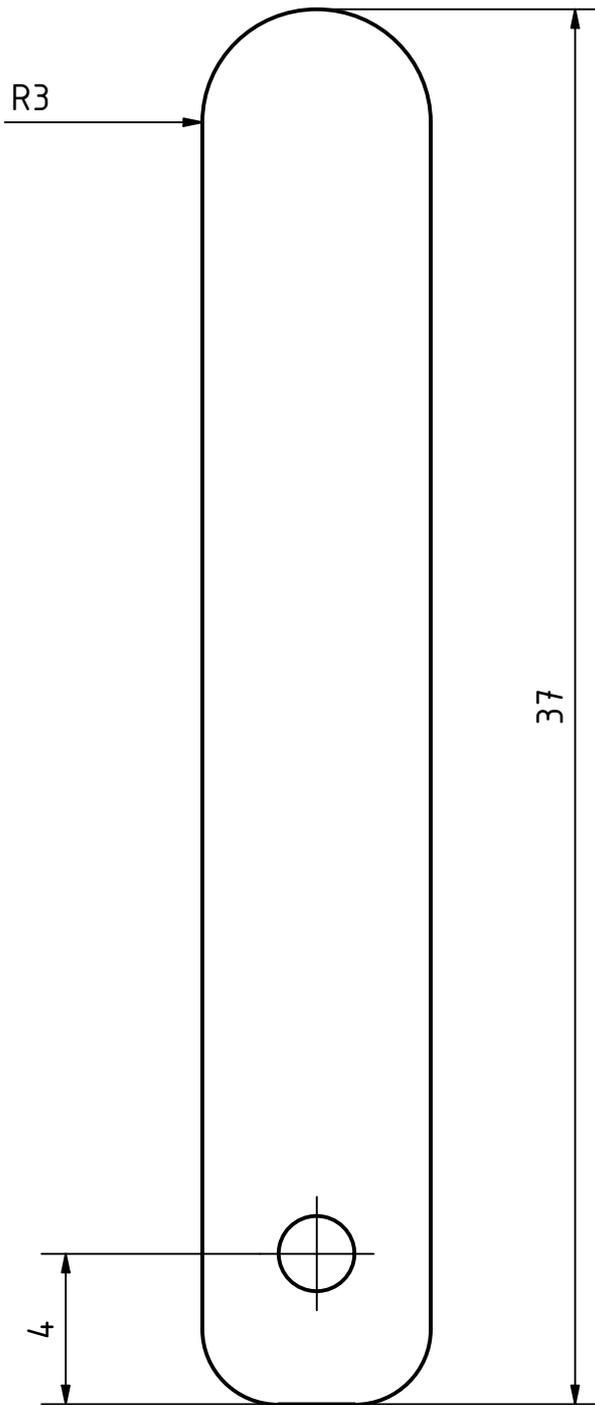


Nota: Imprimir sobre la superficie A

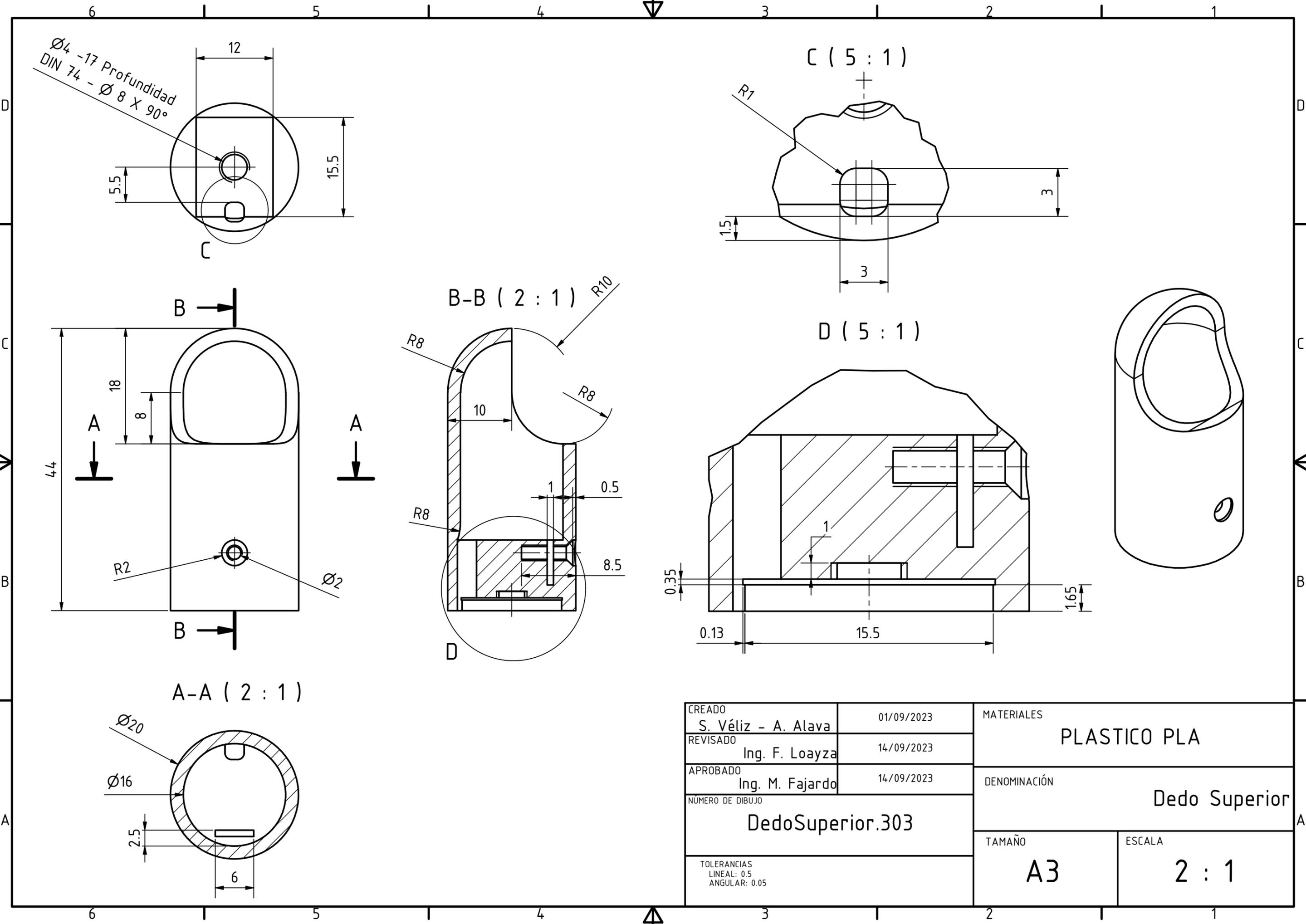
CREADO S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES <b>PLASTICO PLA</b>	
REVISADO Ing. F. Loayza	14/09/2023	DENOMINACIÓN <b>Cuerpo Caja</b>	
APROBADO Ing. M. Fajardo	14/09/2023		
NUMERO DE DIBUJO <b>CuerpoCaja.201</b>		TAMAÑO <b>A3</b>	ESCALA <b>1 : 1</b>
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			



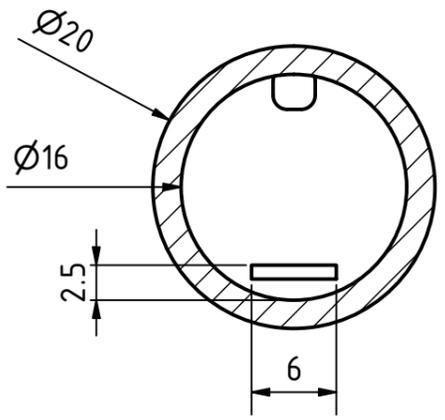
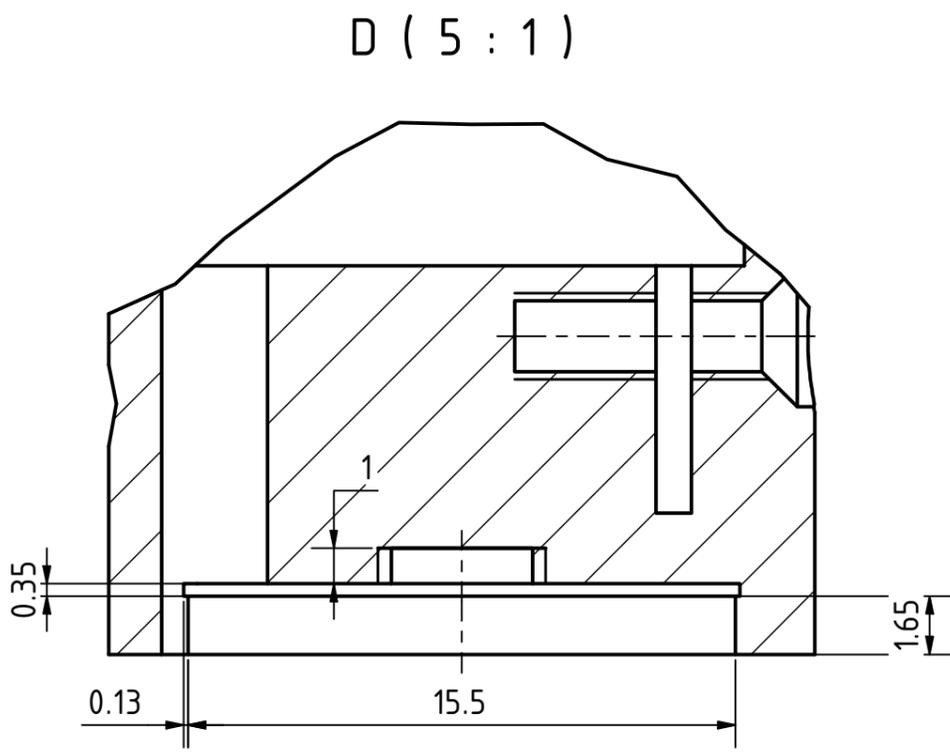
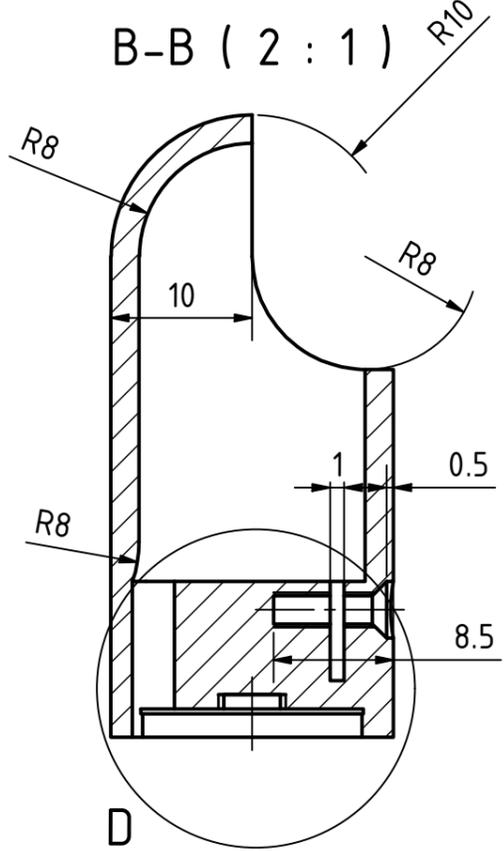
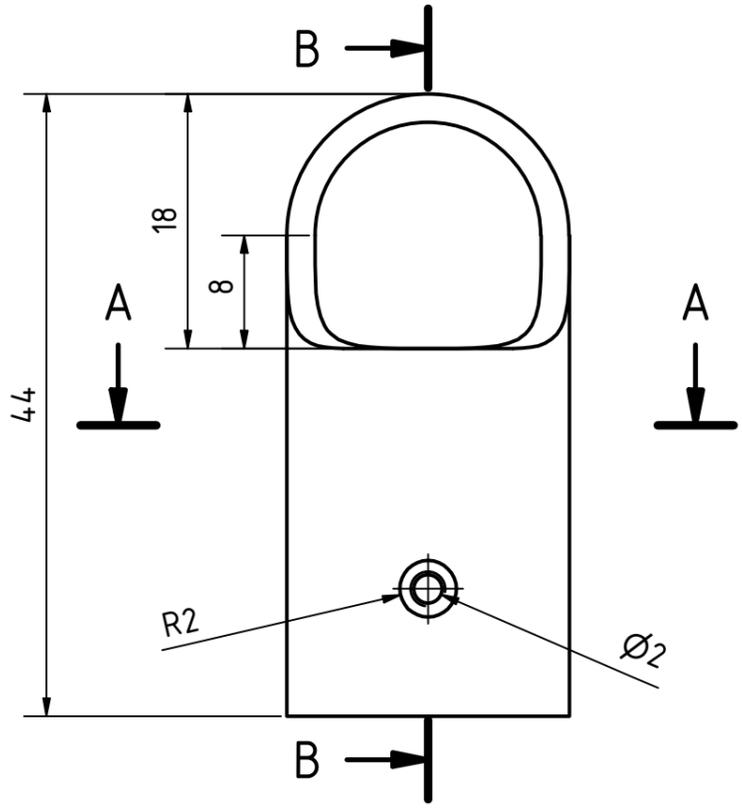
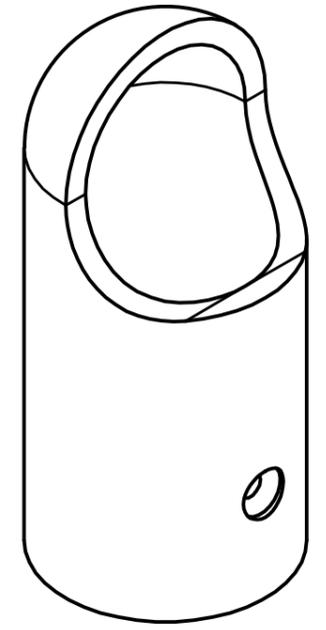
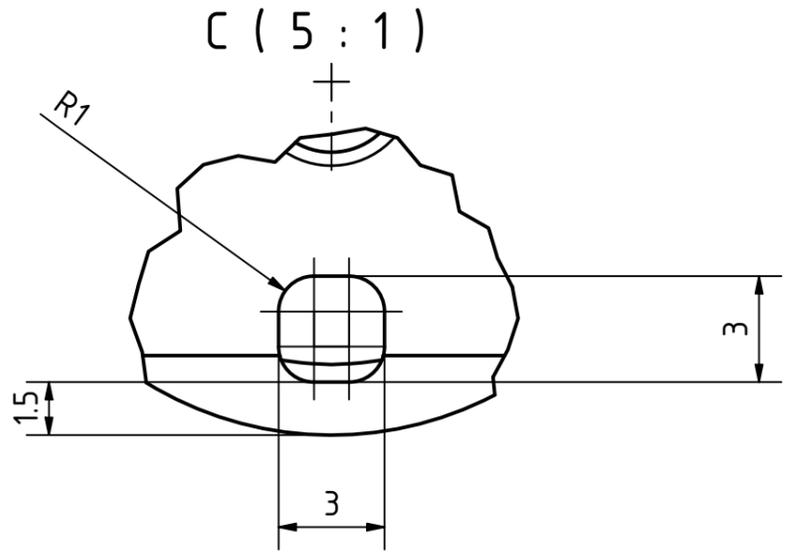
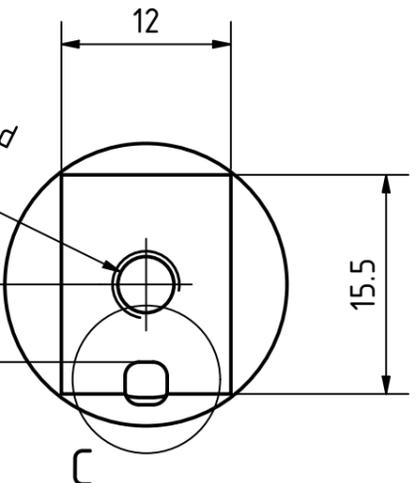
CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	PLÁSTICO PLA	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	DENOMINACIÓN	Tapa de Caja	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	TAMAÑO	A4	ESCALA
NÚMERO DE DIBUJO	TapaCaja.202				1 : 1
TOLERANCIAS					
LINEAL: 0.5					
ANGULAR: 0.05					



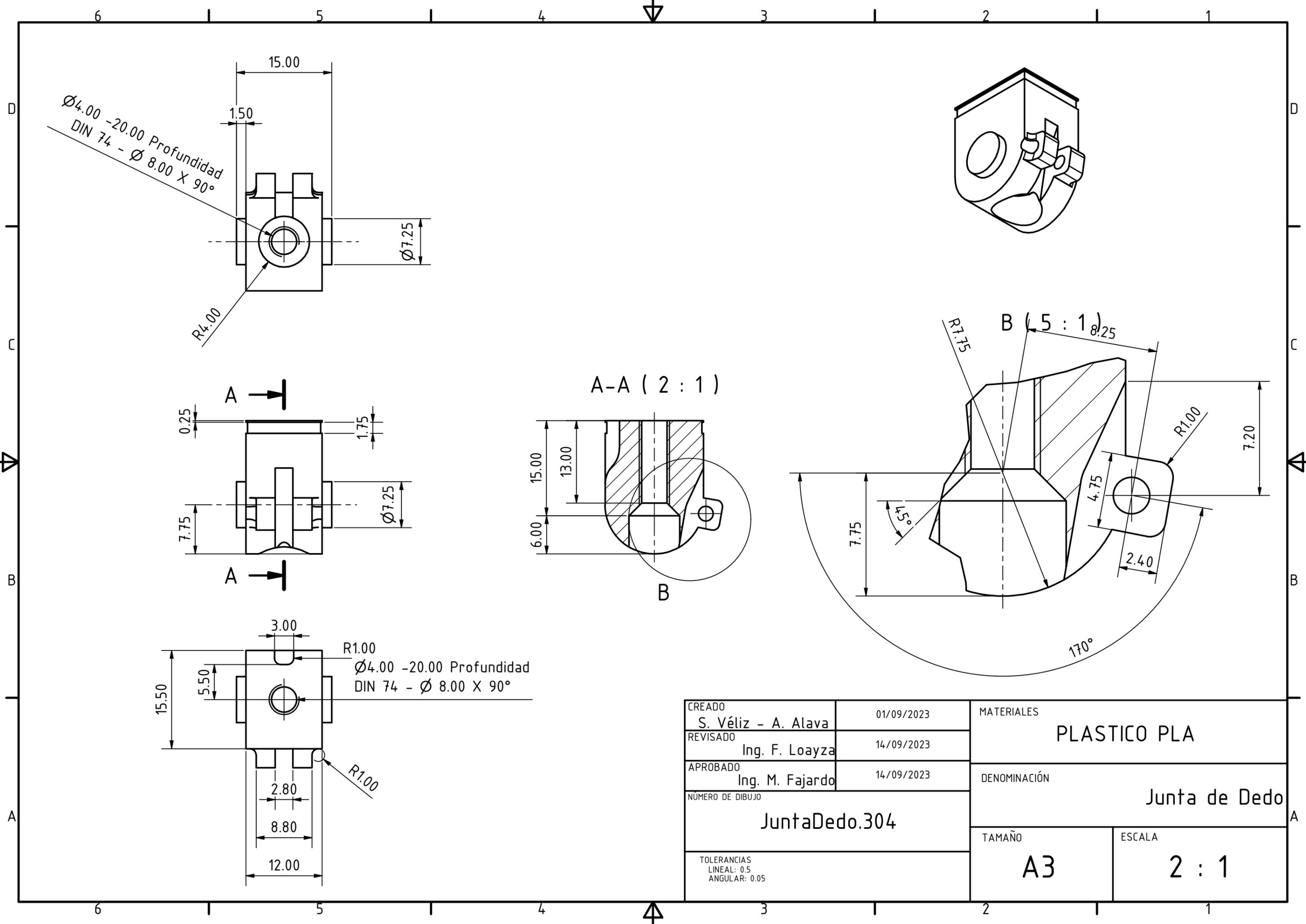
CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	Acero Inox.	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	DENOMINACIÓN	
NÚMERO DE DIBUJO			Celda de Carga	
CeldaCarga.301			TAMAÑO	ESCALA
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			A4	5 : 1



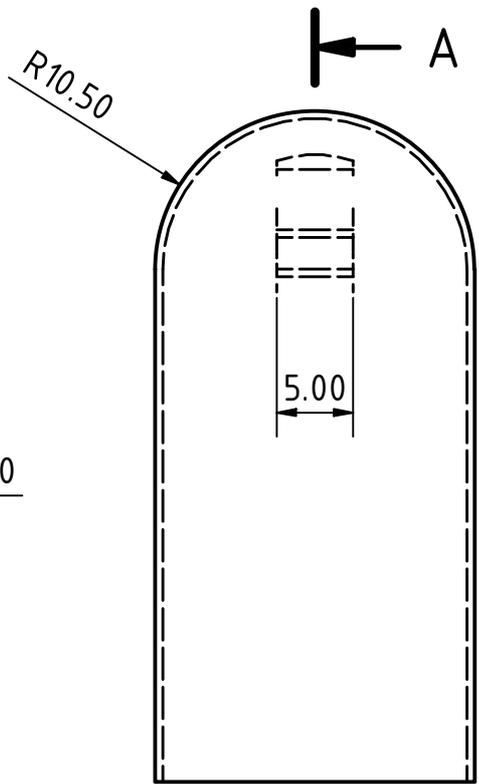
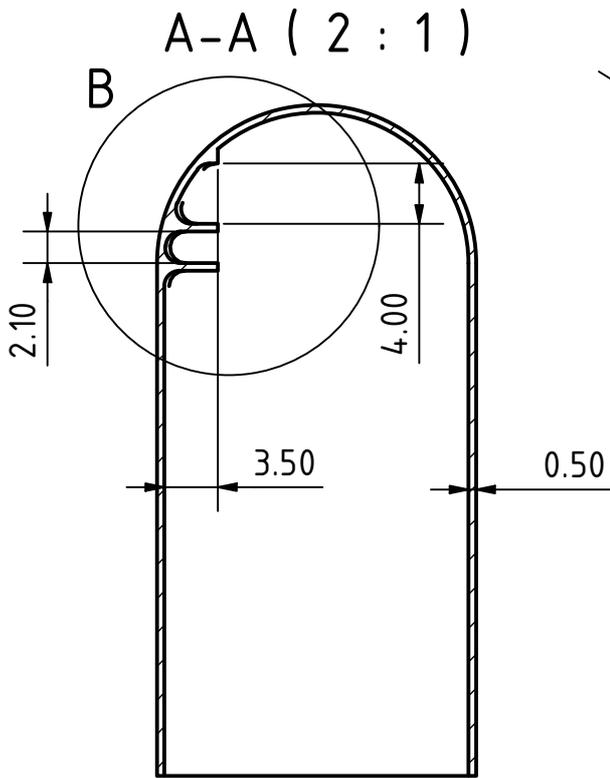
Ø4 -17 Profundidad  
DIN 74 - Ø 8 X 90°



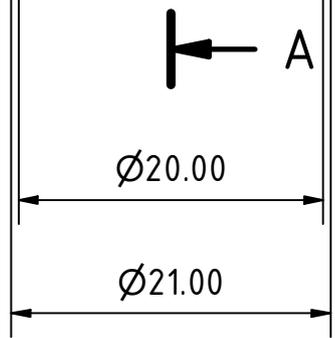
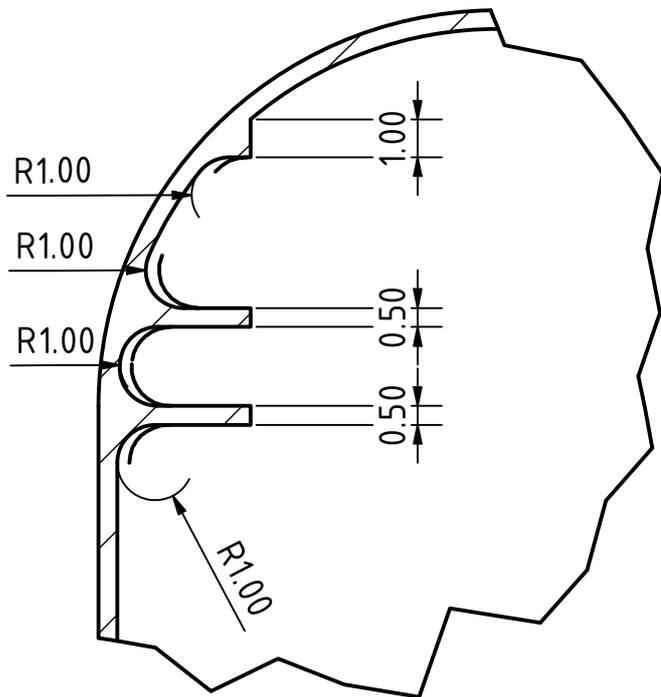
CREADO S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES PLASTICO PLA	
REVISADO Ing. F. Loayza	14/09/2023	DENOMINACIÓN Dedo Superior	
APROBADO Ing. M. Fajardo	14/09/2023	TAMAÑO A3	ESCALA 2 : 1
NUMERO DE DIBUJO DedoSuperior.303			
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			



CREADO S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES PLASTICO PLA	
REVISADO Ing. F. Loayza	14/09/2023	DENOMINACIÓN Junta de Dedo	
APROBADO Ing. M. Fajardo	14/09/2023	TAMAÑO A3	ESCALA 2 : 1
NUMERO DE DIBUJO JuntaDedo.304			
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			

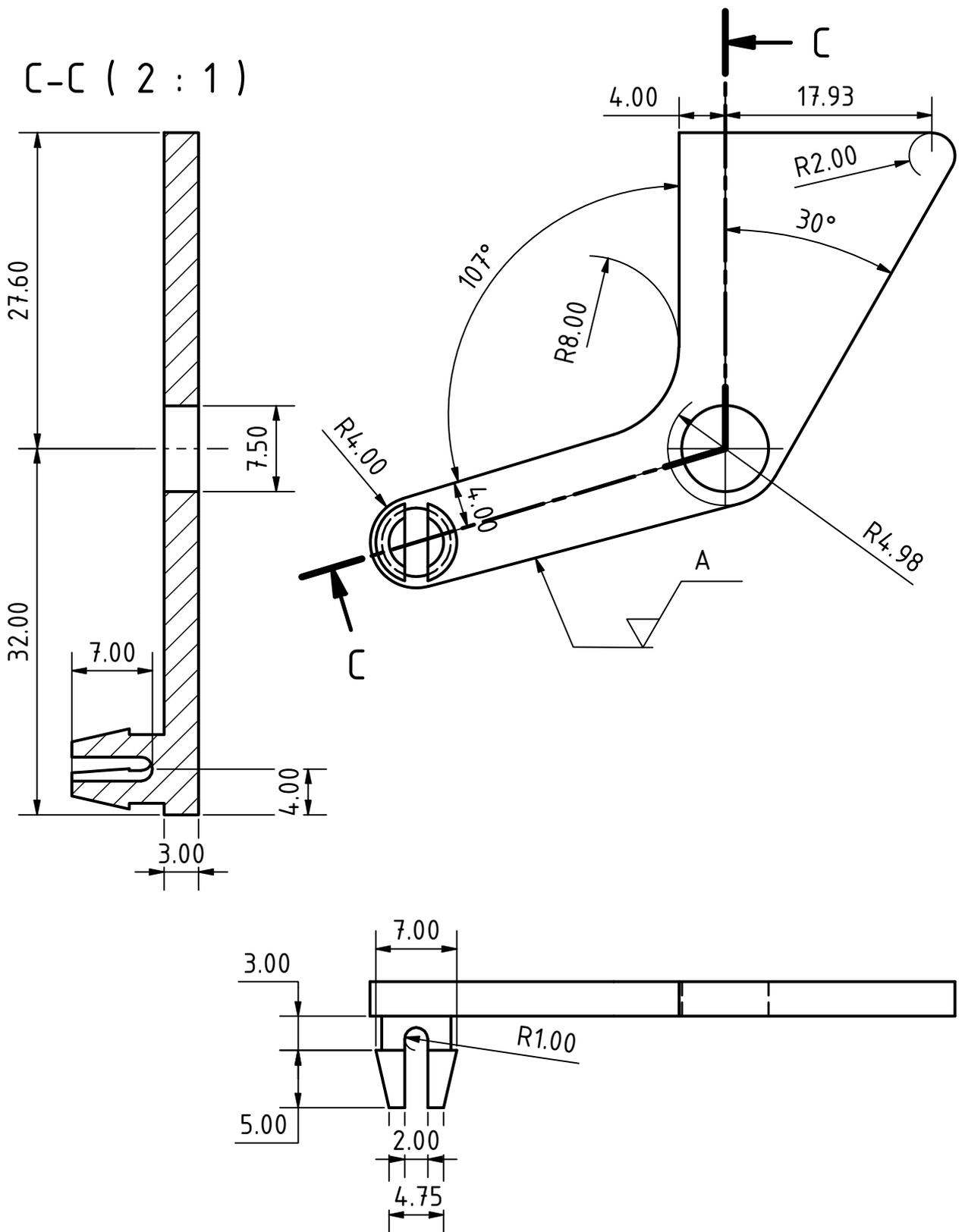


B ( 5 : 1 )



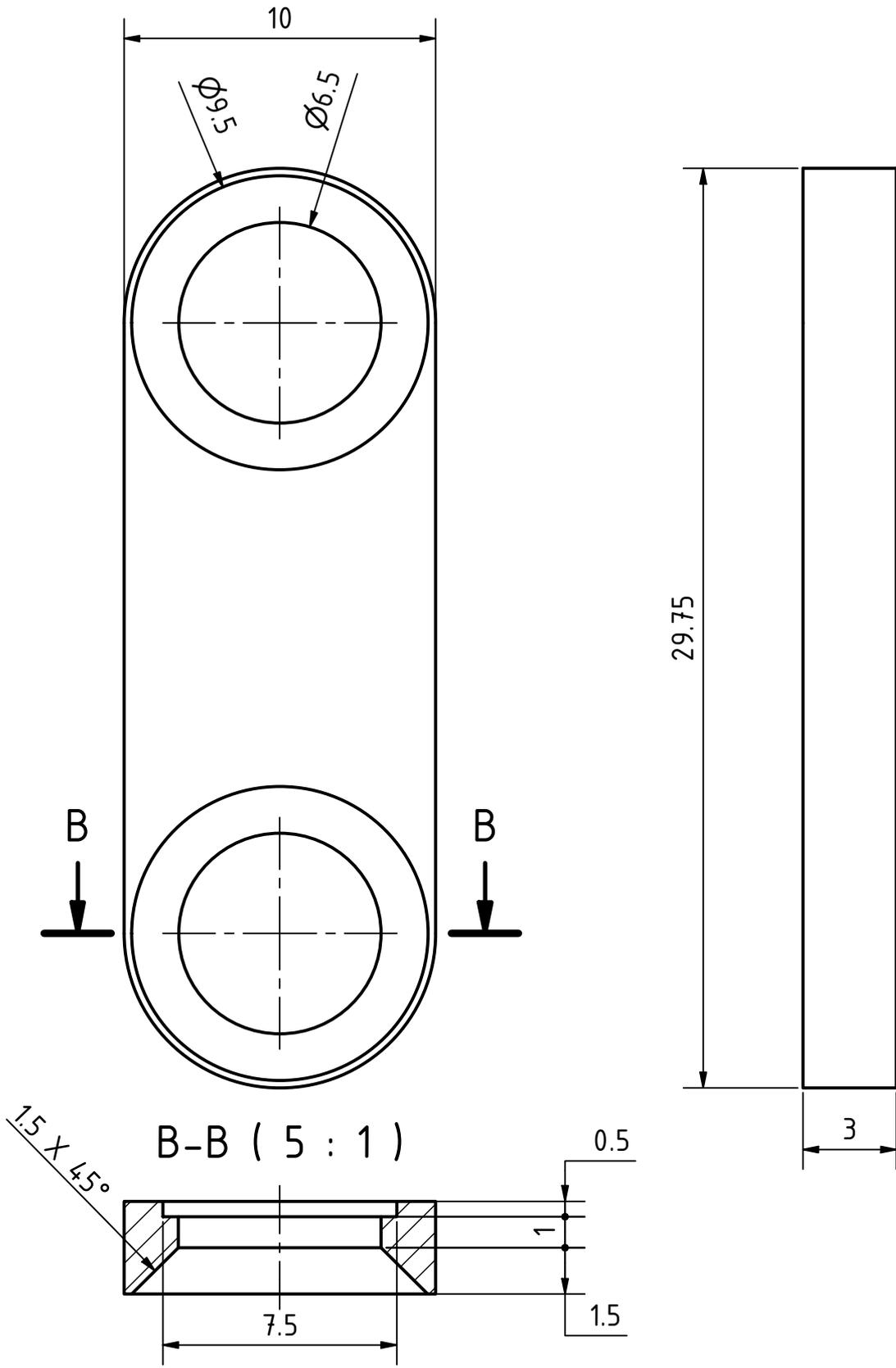
CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	Acero Inox.	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	DENOMINACIÓN	
NÚMERO DE DIBUJO			Capa Flexible	
TOLERANCIAS			TAMAÑO	ESCALA
LINEAL: 0.5			A4	2 : 1
ANGULAR: 0.05				

C-C ( 2 : 1 )

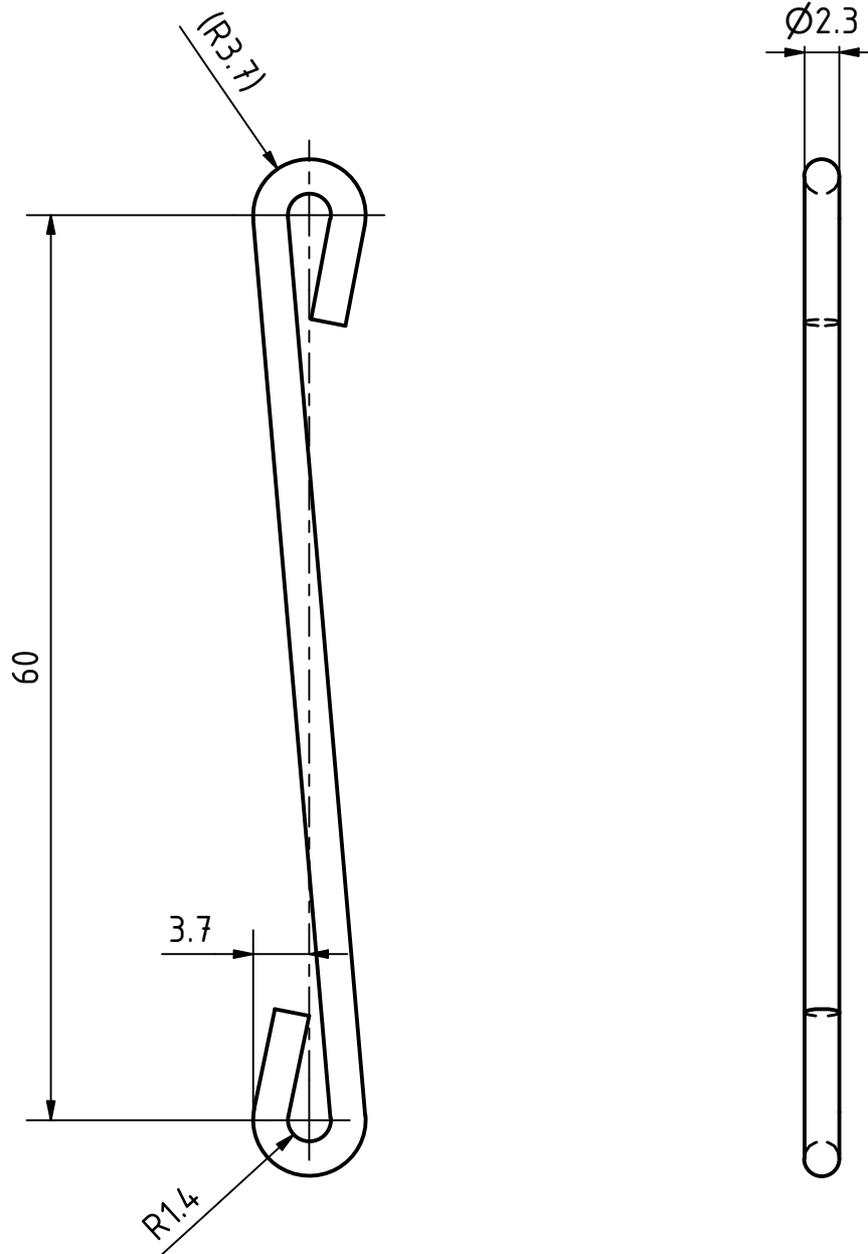


Nota: Imprimir sobre la superficie A para que el snapfit no se rompa durante el uso

CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	PLÁSTICO PLA	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	DENOMINACIÓN	
NÚMERO DE DIBUJO			Gatillo	
Gatillo.401			TAMAÑO	ESCALA
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			A4	2 : 1

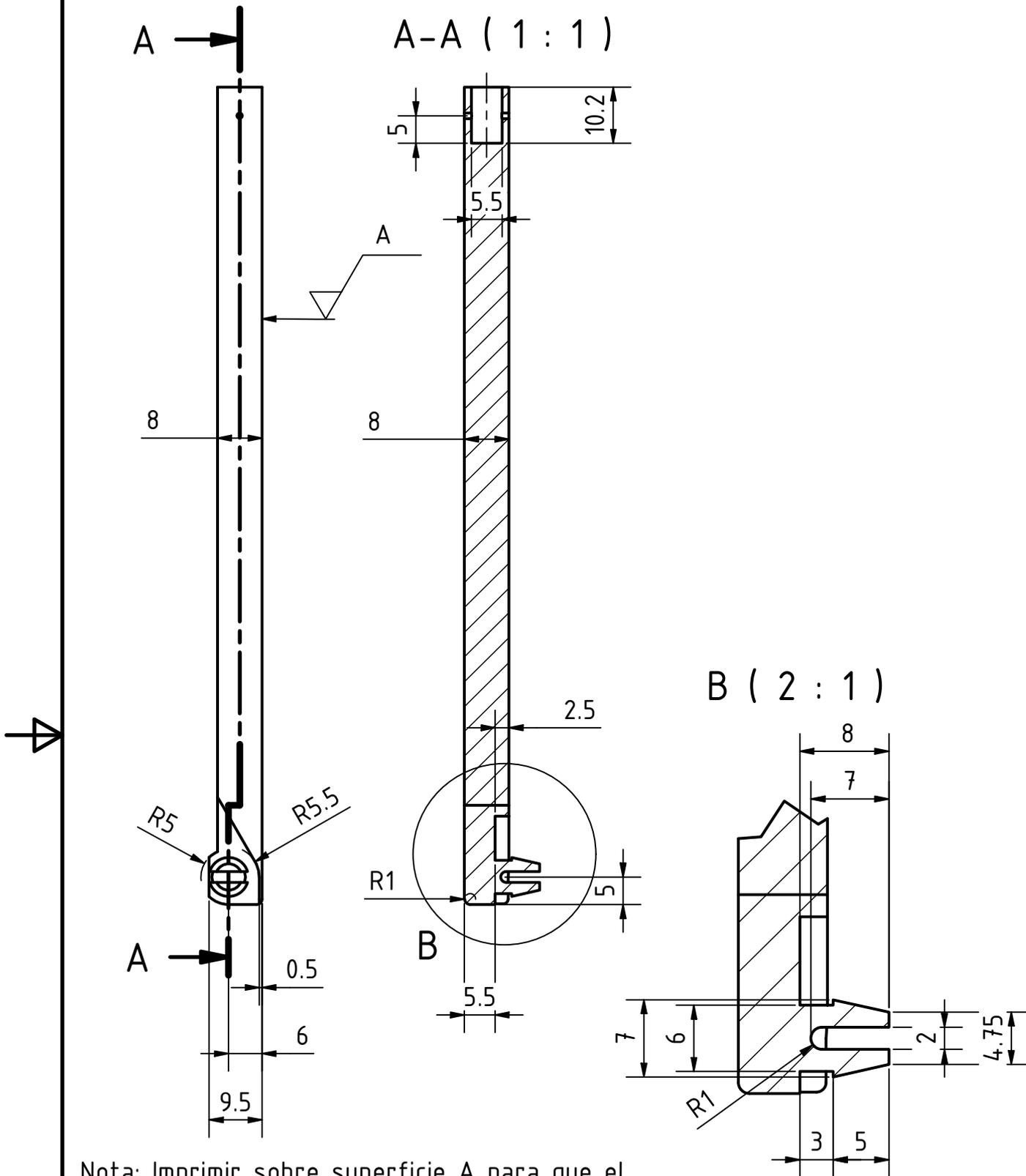


CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	PLÁSTICO PLA	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	DENOMINACIÓN	Eslabón 3	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	TAMAÑO	A4	ESCALA
NÚMERO DE DIBUJO	Eslabón3.402				5 : 1
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05					



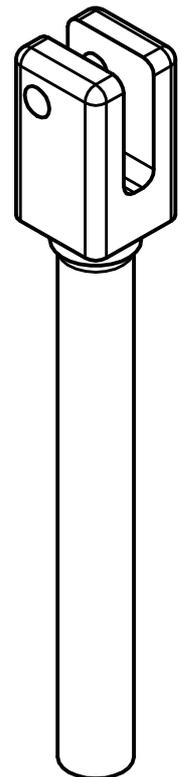
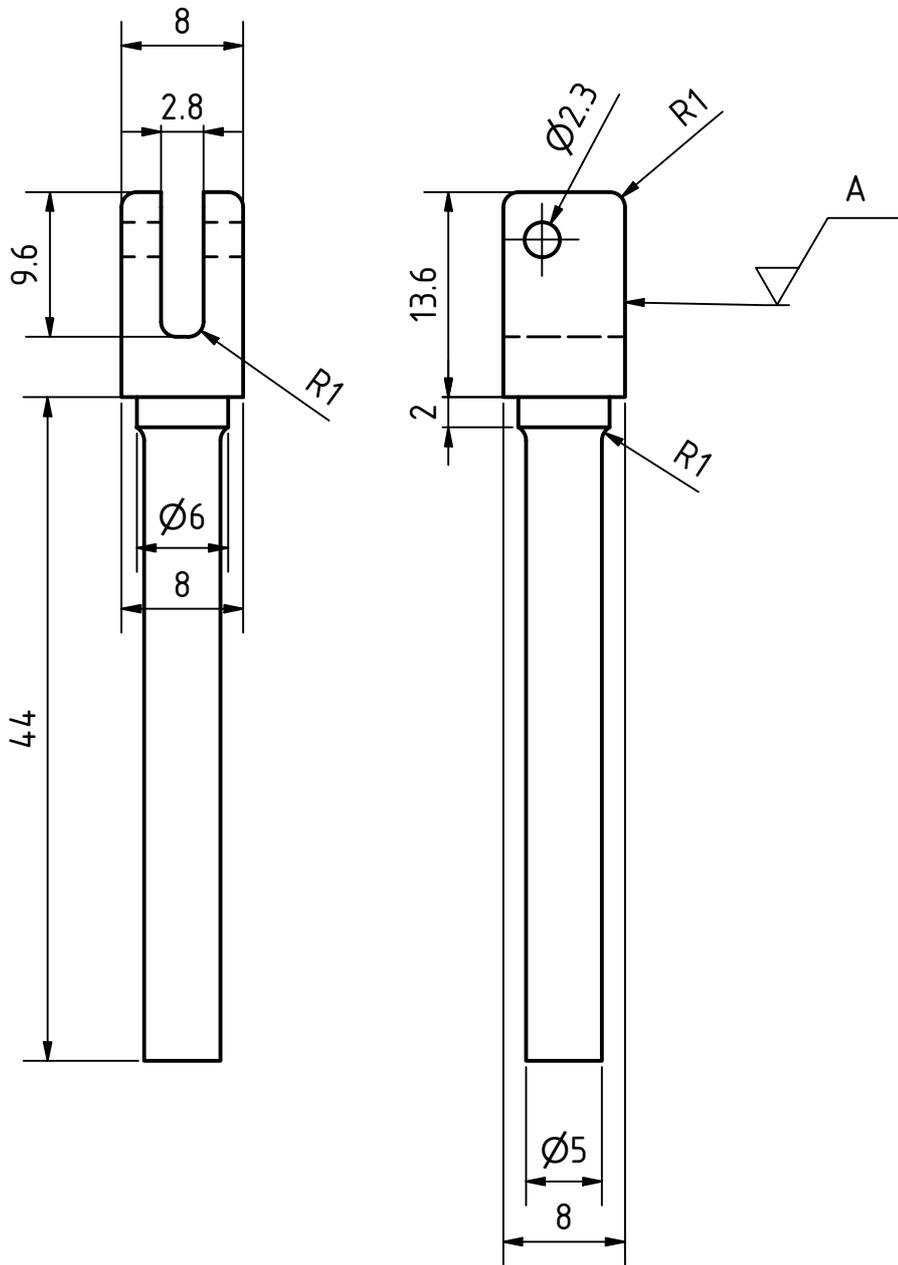
Nota: R3.7 puede no tener exactamente esta dimensión pero se tiene que procurar que el radio en esa zona no provoque rozamiento en las piezas de "Junta dedo", "Base superior izquierda" y "Base superior derecha"

CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	Acero Inox.	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	DENOMINACIÓN	
NÚMERO DE DIBUJO			Varilla Gancho	
VarillaGancho.405			TAMAÑO	ESCALA
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			A4	2 : 1



Nota: Imprimir sobre superficie A para que el snapfit no se rompa durante su uso

CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	PLÁSTICO PLA	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	DENOMINACIÓN	
NÚMERO DE DIBUJO			Eslabón Conector M2	
Eslabón Conector M2.501			TAMAÑO	ESCALA
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			A4	1 : 1



Nota: Imprimir sobre superficie A. Es la opción encontrada que da menos margen de error. Aunque va a necesitar darle un buen post-procesado de lijado al eje cilíndrico de 44mm

CREADO	S. Véliz - A. Alava	01/09/2023	MATERIALES	
REVISADO	Ing. F. Loayza	14/09/2023	PLÁSTICO PLA	
APROBADO	Ing. M. Fajardo	14/09/2023	DENOMINACIÓN	
NÚMERO DE DIBUJO			Eslabón Conector M1	
Eslabón Conector M1.503			TAMAÑO	ESCALA
TOLERANCIAS LINEAL: 0.5 ANGULAR: 0.05			A4	2 : 1

## Apéndice B

### Elementos mecánicos impresos

En esta sección se aprecian fotografías de los elementos que forman parte del componente mecánico.



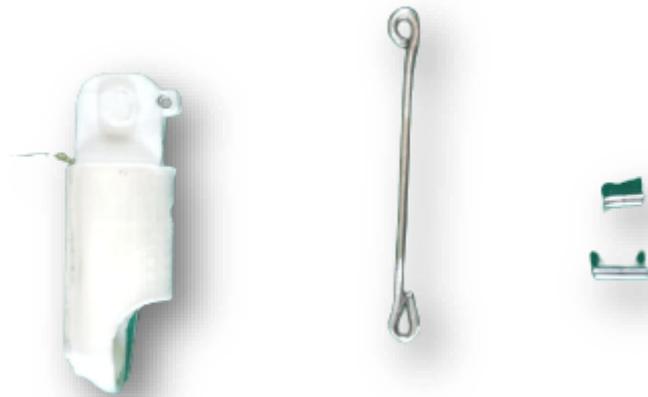
**Ilustración 1.** Mecanismo 2 (gatillo) ensamblado en el mango inferior del dispositivo



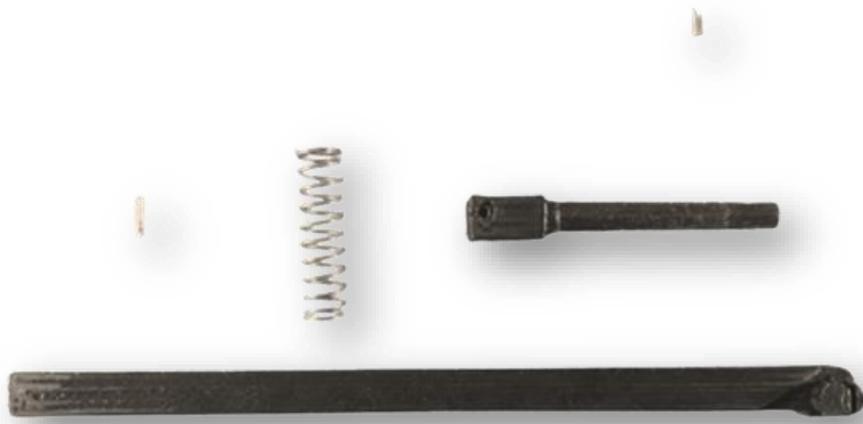
**Ilustración 2.** Sección superior del mango de sujeción.



**Ilustración 3.** Mecanismo 1 conectado a elementos de transmisión de movimiento.



**Ilustración 4.** Componentes mecanismo 1



**Ilustración 5.** Elementos de transmisión de movimiento entre el mecanismo 2 y mecanismo 1 – Eslabón Conector.

## Apéndice C

### Costo para maniquí de fines educativos

Adicionalmente en el proyecto, se deja el diseño de un maniquí que puede ser empleado para fines investigativos y de educación. Simula la anatomía evaluada en el examen de palpación rectal. En este apéndice se encuentra el enlace a los stl del molde para reproducir el maniquí y el CAD del mismo: [https://github.com/Sergio55Veliz/Diseno\\_mecanico-Medidor\\_elasticidad\\_prostata](https://github.com/Sergio55Veliz/Diseno_mecanico-Medidor_elasticidad_prostata)

## Apéndice D

### Costo para maniquí de fines educativos

En este apartado de muestra la inversión para desarrollar el maniquí:

<b>Costos adicionales - prueba de concepto</b>	
<b>Rubro</b>	<b>Valor</b>
<b>Diseño de molde</b>	\$250,00
<b>Impresiones de molde</b>	\$227,75
<b>5 kg Silicona</b>	\$130,00
<b>2 aerosol para maniquí</b>	\$11,92
	\$619,67

## Apéndice E

### Realización de entrevistas

En este apéndice se aprecian imágenes de las entrevistas.

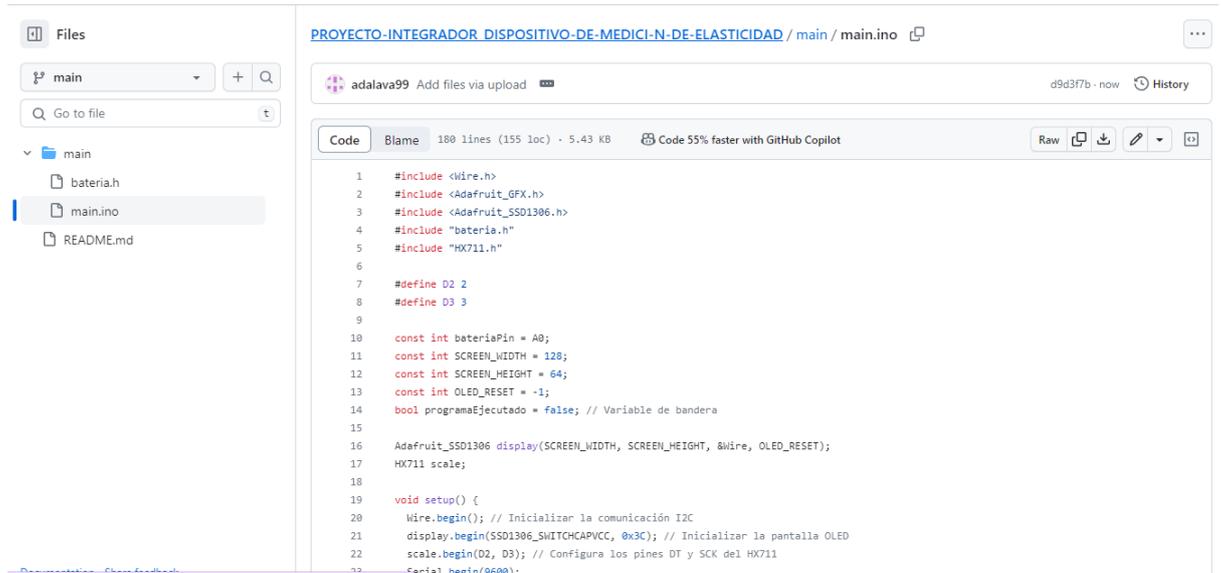


**Ilustración 6.** Evaluación de prototipo por entrevistados

## Apéndice F

### Enlace a repositorio en github

Se presenta en este apéndice el enlace al repositorio de GitHub con el programa principal del proyecto, llamado *main*. Adicional, se deja el programa empleado para la determinación de equilibrio del puente.



The screenshot displays a GitHub repository interface. On the left, a file explorer shows the directory structure: 'main' containing 'bateria.h', 'main.ino', and 'README.md'. The main area shows the content of 'main.ino' with the following code:

```
1 #include <Wire.h>
2 #include <Adafruit_GFX.h>
3 #include <Adafruit_SSD1306.h>
4 #include "bateria.h"
5 #include "HX711.h"
6
7 #define D2 2
8 #define D3 3
9
10 const int bateriaPin = A0;
11 const int SCREEN_WIDTH = 128;
12 const int SCREEN_HEIGHT = 64;
13 const int OLED_RESET = -1;
14 bool programaEjecutado = false; // Variable de bandera
15
16 Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);
17 HX711 scale;
18
19 void setup() {
20   Wire.begin(); // Inicializar la comunicación I2C
21   display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C); // Inicializar la pantalla OLED
22   scale.begin(D2, D3); // Configura los pines DT y SCK del HX711
23   Serial.begin(9600);
```

**Enlace:** [https://github.com/adalava99/PROYECTO-INTEGRADOR\\_DISPOSITIVO-DE-MEDICI-N-DE-ELASTICIDAD.git](https://github.com/adalava99/PROYECTO-INTEGRADOR_DISPOSITIVO-DE-MEDICI-N-DE-ELASTICIDAD.git)