

PROYECTO FINAL DE GRADO INGENIERÍA ELECTROMECAÁNICA

Diseño y Desarrollo de Uroflujometro Portátil para Diagnóstico en Urología

Autores:

- Crespi, Nicolás - Legajo 14430
- Zucchi, Giuliana - Legajo 14247

Director:

- Belliski, Gustavo

Asesor Especialista:

- Médico Residente Dr. José Ariel Zucchi

Comisión Evaluadora:

- Presidente: Ing. Guillermo Murcia
- Vocal: Ing. Gustavo Javier Meschino

Índice

| | |
|---|-----------|
| Índice..... | 2 |
| Índice de Figuras..... | 6 |
| Índice de Tablas..... | 8 |
| Agradecimientos..... | 9 |
| 1 Resumen y Abstract..... | 11 |
| 1.1 Resumen..... | 11 |
| 1.2 Abstract..... | 12 |
| 2 Introducción..... | 13 |
| 2.1 Presentación del tema..... | 13 |
| 2.2 Justificación del trabajo..... | 14 |
| 2.3 Objetivos generales..... | 15 |
| 2.4 Objetivos específicos..... | 15 |
| 2.5 Alcances y limitaciones..... | 16 |
| 2.5.1 Alcances..... | 16 |
| 2.5.2 Limitaciones..... | 16 |
| 3 Marco teórico..... | 18 |
| 3.1 Fundamentos médicos relevantes..... | 18 |
| 3.1.1 Qué es una uroflujometría..... | 18 |
| 3.1.2 Que se mide en una uroflujometría..... | 19 |
| 3.1.2.1 Interpretación del gráfico de flujo..... | 20 |
| 3.1.3 Cómo es una uroflujometría..... | 25 |
| 3.1.3.1 Preparativos antes de una prueba de uroflujometria en el hospital..... | 25 |
| 3.1.3.2 Equipo y ambiente..... | 26 |
| 3.1.4 Diario miccional..... | 27 |
| 3.2 Normativas, licencias o patentes..... | 29 |
| 3.2.1 Registro en ANMAT..... | 30 |
| 3.2.2 Normas técnicas y certificaciones..... | 31 |
| 3.2.3 Patentes..... | 32 |
| 3.3 Antecedentes similares..... | 33 |
| 3.3.1 Antecedentes en Argentina..... | 33 |
| 3.3.2 Antecedentes Internacionales..... | 33 |
| 3.4 Investigación de teoría de mediciones y errores..... | 34 |
| 3.4.1 Quebrada de Calibración..... | 35 |
| 3.4.2 Errores e Incertidumbre..... | 36 |
| 3.4.3 Norma IRAM 35050:Guía para la Expresión de la Incertidumbre de Medida “GUM”..... | 37 |

| | | |
|---------|---|----|
| 3.4.3.2 | Determinación de incertidumbre típica..... | 38 |
| 3.4.3.3 | Evaluación tipo A de la incertidumbre:..... | 39 |
| 3.4.3.4 | Incertidumbre combinada y ley de propagación de varianza..... | 41 |
| 3.4.3.5 | Incertidumbre expandida..... | 42 |
| 4 | Análisis del problema y necesidades del usuario..... | 44 |
| 4.1 | Entorno hospitalario y uroflujometría actual..... | 44 |
| 4.2 | Entrevistas a profesionales médicos: necesidades y limitaciones del sistema actual. | 48 |
| 4.3 | Requerimientos funcionales y generales del dispositivo..... | 51 |
| 4.3.1 | Datos necesarios..... | 51 |
| 4.3.2 | Registro y visualización de resultados..... | 52 |
| 4.3.3 | Portabilidad para transporte domiciliario..... | 52 |
| 4.3.4 | Instalación en sanitarios domiciliarios..... | 52 |
| 4.3.5 | Facilidad de uso e interfaz intuitiva..... | 52 |
| 5 | Propuestas técnicas de los sistemas..... | 53 |
| 5.1 | Medición por peso..... | 53 |
| 5.1.1 | Principio de funcionamiento..... | 53 |
| 5.1.2 | Componentes necesarios..... | 54 |
| 5.1.2.1 | Celda de carga..... | 54 |
| 5.1.2.2 | Amplificador..... | 56 |
| 5.1.2.3 | Microcontrolador..... | 57 |
| 5.1.3 | Estimación de errores..... | 59 |
| 5.1.4 | Ventajas..... | 62 |
| 5.1.5 | Limitaciones..... | 62 |
| 5.1.6 | Consideraciones de implementación..... | 63 |
| 5.2 | Medición por caudal..... | 63 |
| 5.2.1 | Principio de funcionamiento..... | 63 |
| 5.2.2 | Componentes necesarios..... | 65 |
| 5.2.2.1 | Sensor de efecto Hall..... | 65 |
| 5.2.2.2 | Microcontrolador..... | 66 |
| 5.2.3 | Estimación de errores..... | 66 |
| 5.2.4 | Ventajas..... | 67 |
| 5.2.5 | Limitaciones..... | 68 |
| 5.2.6 | Consideraciones de implementación..... | 68 |
| 5.3 | Medición por volumen..... | 69 |
| 5.3.1 | Principio de funcionamiento..... | 69 |
| 5.3.2 | Componentes necesarios..... | 69 |
| 5.3.2.1 | Sensor de nivel..... | 69 |
| 5.3.2.2 | Microcontrolador..... | 70 |

| | |
|---|-----|
| 5.3.3 Estimación de errores..... | 70 |
| 5.3.4 Ventajas..... | 72 |
| 5.3.5 Limitaciones..... | 73 |
| 5.3.6 Consideraciones de implementación..... | 73 |
| 5.4 Medición por sonido..... | 74 |
| 5.4.1 Principio de funcionamiento..... | 74 |
| 5.4.2 Componentes necesarios..... | 77 |
| 5.4.3 Estimación de errores..... | 78 |
| 5.4.4 Ventajas..... | 79 |
| 5.4.5 Limitaciones..... | 79 |
| 5.4.6 Consideraciones de implementación..... | 80 |
| 5.5 Comparación entre métodos..... | 80 |
| 5.6 Método seleccionado..... | 83 |
| 6 Formas de fabricación y Materiales..... | 85 |
| 6.1 Métodos de Fabricación..... | 85 |
| 6.1.1 FDM (Fused Deposition Modelling)..... | 85 |
| 6.1.2 Moldeo por inyección de plástico..... | 87 |
| 6.2 Materiales Plásticos..... | 88 |
| 6.2.1 ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene)..... | 88 |
| 6.2.2 PLA (Polylactic Acid)..... | 89 |
| 6.2.3 PC (Polycarbonate)..... | 90 |
| 6.2.4 PETG (Polietileno Tereftalato Glicol modificado)..... | 91 |
| 6.3 Conclusión comparativa..... | 92 |
| 7. Análisis de alternativas de alimentación eléctrica..... | 93 |
| 7.1 Condiciones base a cumplir | |
| 7.1.1 Tensión de alimentación..... | 93 |
| 7.1.2 Consumo del dispositivo..... | 94 |
| 7.2 Formas de alimentación..... | 95 |
| 7.2.1 Alimentación por pilas alcalinas..... | 95 |
| 7.2.2 Alimentación por pilas recargables Ion-Litio..... | 97 |
| 7.2.3 Alimentación por pilas recargables de polímero de Litio (LiPo)..... | 98 |
| 7.3 Duración de la alimentación..... | 100 |
| 7.3.1 Duración pilas alcalinas AA..... | 101 |
| 7.3.2 Duración pila EEMB Ion-Litio 18650..... | 102 |
| 7.3.3 Duración pila Polímero litio 103450..... | 103 |
| 7.4 Resumen y conclusión..... | 104 |
| 8 Propuesta mecánica..... | 106 |
| 8.1 Medidor de Masa..... | 106 |
| 8.1.1 Primer prototipo..... | 106 |

| | |
|---|-----|
| 8.1.2 Segundo prototipo..... | 118 |
| 8.2 Medidor de Caudal..... | 132 |
| 9 Diseño y desarrollo del programa..... | 137 |
| 9.1 Medición..... | 138 |
| 9.1.1 Medición de masa..... | 138 |
| 9.1.2 Medición de caudal..... | 139 |
| 9.2 Conexión a internet..... | 140 |
| 9.3 Modo dormir y despertar..... | 143 |
| 9.4 Envío Y Almacenamiento De Datos..... | 144 |
| 9.4.1 Envío en batch a Google Sheets (con WiFi)..... | 144 |
| 9.6.2 Almacenamiento persistente sin conexión WiFi..... | 146 |
| 9.7 Visualización Y Análisis De Datos..... | 147 |
| 9.7.1 Diseño del dashboard..... | 149 |
| 10 Pruebas y validación..... | 158 |
| 10.1 Calibración..... | 158 |
| 10.1.1 Medidor de Masa..... | 158 |
| 10.1.2 Caudalímetro..... | 159 |
| 10.2 Reporte de la incertidumbre del sistema..... | 162 |
| 10.2.1 Metodología..... | 164 |
| 10.2.2 Resultados obtenidos..... | 165 |
| 10.3 Error de punto de aplicación..... | 168 |
| 10.3.1. Peso de 75 g..... | 169 |
| 10.3.2 Peso 200 g..... | 170 |
| 10.3.3 Peso 500 g..... | 171 |
| 11 Conclusiones..... | 173 |
| 12 Referencias..... | 176 |

Índice de Figuras

| | |
|--|-----|
| Figura 3.1.2.1.a: Curva model flow (flujo modelo)..... | 21 |
| Figura 3.1.2.1.b: Patrones característicos de flujos anormales..... | 23 |
| Figura 3.1.3.2.a: Consultorio típico donde se realizan uroflujometrias..... | 27 |
| Figura 3.1.3.2.b: Posturas que adoptan los pacientes en el estudio..... | 27 |
| Figura 4.1.a: Uroflujometro actual Hospital Privado de la Comunidad..... | 45 |
| Figura 4.1.b: Curvas y registros dados por el uroflujometro actual..... | 46 |
| Figura 4.1.c: Dispositivo para estudios urodinámicos más complejos integrado al uroflujometro del hospital..... | 47 |
| Figura 5.1.2.1.a: Dimensiones de la celda de carga..... | 56 |
| Figura 5.4.1.a: Escenario de recolección de datos de laboratorio, desarrollado por Álvarez, M.L., Arjona, L. y Jojoa-Acosta..... | 76 |
| Figura 7.3.1.a Gráfico de lygte-info..... | 102 |
| Figura 7.3.2.a: Gráfico de IEEMB LIR18650 2600mAh..... | 103 |
| Figura 7.3.4.a Gráfico de Polimero litio 103450..... | 104 |
| Figura 8.1.1.a: Cuerpo medidor de masa 1°..... | 107 |
| Figura 8.1.1.b: Cuerpo alojamiento del dispositivo..... | 108 |
| Figura 8.1.1.c: Tapa selladora del dispositivo..... | 109 |
| Figura 8.1.1.d: Base para el recipiente..... | 110 |
| Figura 8.1.1.e Dimensiones del cuerpo medidor de masa..... | 110 |
| Figura 8.1.1.f Soporte medidor de masa..... | 111 |
| Figura 8.1.1.g: Recipiente medidor de masa..... | 112 |
| Figura 8.1.1.h: Ensamble final sobre inodoro comercial..... | 113 |
| Figura 8.1.1.i: Base del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso..... | 114 |
| Figura 8.1.1.j: Tapa del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso..... | 115 |
| Figura 8.1.1.k: Base del recipiente, frente y dorso..... | 115 |
| Figura 8.1.1.l: Vista general del dispositivo ensamblado..... | 116 |
| Figura 8.1.2.a: Cuerpo medidor de masa 2°..... | 119 |
| Figura 8.1.2.b: Dimensiones del cuerpo medidor de masa..... | 121 |
| Figura 8.1.2.c: Soporte medidor de masa..... | 123 |
| Figura 8.1.2.d: Recipiente medidor de masa..... | 124 |
| Figura 8.1.2.e: Ensamble final del 2° prototipo sobre inodoro comercial..... | 125 |
| Figura 8.1.2.f: Base del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso..... | 127 |

| | |
|---|-----|
| Figura 8.1.2.g: Tapa del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso..... | 127 |
| Figura 8.1.2.h: Cuerpo alojamiento del recipiente..... | 128 |
| Figura 8.1.2.i: Cuerpo ensamblado final..... | 128 |
| Figura 8.1.2.j: Recipiente medidor de masa impreso..... | 129 |
| Figura 8.1.2.k: Soporte del dispositivo impreso, vistas abiertas y plegadas..... | 130 |
| Figura 8.1.2.l: Vista del dispositivo instalado en inodoro comercial..... | 131 |
| Figura 8.2.a: Cuerpo medidor de caudal..... | 133 |
| Figura 8.2.b: Dimensiones cuerpo medidor de caudal..... | 134 |
| Figura 8.2.c: Ensamble final medidor de caudal en inodoro comercial..... | 136 |
| Figura 8.3.a: Código QR conexión a red del ESP32..... | 141 |
| Figura 8.3.b: Interfaz conexión a ESP32..... | 142 |
| Figura 9.7.1.a: Dashboard para visualización de datos..... | 150 |
| Figura 9.7.1.b: Panel de búsqueda por nombre o documento..... | 151 |
| Figura 9.7.1.c: Información de todas las micciones..... | 152 |
| Figura 9.7.1.d: Información de la micción seleccionada..... | 153 |
| Figura 9.7.1.e: Gráficos Volumen vs tiempo y Caudal vs tiempo..... | 154 |
| Figura 9.7.1.f: Botones descargar informe y cambio a diario miccional..... | 155 |
| Figura 9.7.1.g: Pantalla diario miccional..... | 156 |
| Figura 10.2.a: Instrumentos patrón utilizados..... | 163 |
| Figura 10.2.2.a: Quebrada de calibración dispositivo desarrollado..... | 168 |

Índice de Tablas

| | |
|---|-----|
| Tabla 3.1.4.a: Clasificación de la urgencia en grado de 0 a 4 para diario miccional..... | 28 |
| Tabla 3.1.4.b: Diario miccional ejemplo..... | 29 |
| Tabla 3.4.3.3.a: Factor $t_p()$ de la distribución Student..... | 40 |
| Tabla 5.1.2.1.a: Características de celda de carga..... | 55 |
| Tabla 5.1.2.2: Características de HX711..... | 56 |
| Tabla 5.1.2.3.a: Tabla comparativa de las características de los microcontroladores de ESP32 y Arduino UNO..... | 58 |
| Tabla 5.1.2.2: Características de Yf-s401..... | 66 |
| Tabla 5.3.2.1.a: Características del HC-SR04-ETC..... | 70 |
| Tabla 5.5.a: Comparación entre métodos..... | 83 |
| Tabla 7.3.1.a: Información de descargas de pilas alcalinas AA por lygte-info..... | 102 |
| Tabla 7.4.a: Comparativa métodos de Alimentación..... | 105 |
| Tabla 10.1.2.a: Tablas orificios calibrados..... | 161 |
| Tabla 10.2.2.a: Datos de valores obtenidos para armar la quebrada de calibración..... | 168 |
| Tabla 10.3.1.a: Datos obtenidos para peso 75 g..... | 170 |
| Tabla 10.3.1.b: Datos obtenidos para peso 200 g..... | 171 |
| Tabla 10.3.1.c: Datos obtenidos para peso 500 g..... | 171 |

Agradecimientos

A la Universidad Nacional de Mar del Plata y a la Facultad de Ingeniería, por ser nuestra casa de estudios durante todos estos años y brindarnos las herramientas necesarias para nuestra formación profesional.

A nuestro director de proyecto, el Ing. Gustavo Belliski, por su guía y su tiempo.

Al Hospital Privado de la Comunidad (HPC), por el apoyo brindado y por abrirnos desinteresadamente sus puertas. Un agradecimiento muy especial al Dr. José Ariel Zucchi, quien confió en nosotros desde el primer momento. Su visión como especialista y su compromiso con este desarrollo fueron fundamentales para transformar una necesidad médica en un proyecto de ingeniería concreto.

Agradecemos especialmente a los ingenieros Guillermo Murcia y Jorge Strack, por su valioso asesoramiento y predisposición.

Al Instituto Nacional de Tecnología Agropecuaria (INTA), laboratorio de microbiología de Balcarce, por su generosidad al facilitarnos sus instalaciones y equipos para llevar a cabo las validaciones técnicas de este proyecto.

Finalmente, de manera individual, queremos expresar nuestra gratitud a quienes nos acompañaron en lo personal:

Nicolás

A mis padres, Cecilia y Sandro, por su apoyo incondicional, por acompañarme en cada paso y por darme siempre la confianza y las herramientas para seguir adelante.

A mis hermanos, abuelas, tíos y primos, por el cariño y el acompañamiento constante durante toda esta etapa.

A mis amigos, por estar siempre, por compartir horas de estudio y juego, y por hacer que el camino haya sido mucho más llevadero.

A mi compañera de tesis y compañera de vida, por el compromiso, la dedicación y el trabajo compartido, pero sobre todo por el apoyo, la paciencia y el amor durante todo este proceso.

Giuliana

A mi mamá, por ser mi apoyo incondicional, por su paciencia y por enseñarme el valor del esfuerzo; sin ella nada de todo esto sería posible. A mis hermanos Ornella, Agustín y José, por estar siempre conmigo y acompañarme en cada paso de este camino.

A mis amigas y amigos, pilares fundamentales con quienes compartí risas y nos acompañamos en las frustraciones. Especialmente a El Octa, Valen, Abi, Manu, Lu, China, Pauli y Marti.

A mi compañero de tesis, y compañero de vida, Nico: gracias por recorrer este camino a mi lado. Por muchos logros más juntos!

1 Resumen y Abstract

1.1 Resumen

La uroflujometría es un estudio urodinámico no invasivo que permite evaluar de manera objetiva la dinámica miccional a través del análisis del flujo y volumen urinario. Tradicionalmente, este procedimiento se realiza en centros de salud, lo que puede generar incomodidad en el paciente y resultados poco representativos. El presente trabajo Final de grado tiene como objetivo diseñar y desarrollar un dispositivo portátil que posibilite la realización de estudios de uroflujometría en el domicilio del paciente, en un entorno natural y más confortable. Para ello, se plantean cuatro alternativas de diseño basadas en diferentes principios de medición: determinación del caudal por medición del peso, caudal volumétrico, volumen y sonido. El dispositivo incorpora módulos de sensado, procesamiento de señales, transmisión y almacenamiento de datos, con un sistema de registro en la nube para facilitar el acceso remoto por parte del médico. Además, se tuvo en cuenta requerimientos de usabilidad, portabilidad e instalación sencilla, priorizando la facilidad de uso en pacientes adultos mayores. De esta manera, se buscó aportar una herramienta innovadora que contribuya a la mejora en el diagnóstico urológico y mejore la experiencia del paciente.

1.2 Abstract

Uroflowmetry is a non-invasive urodynamic study that allows for the objective evaluation of voiding dynamics through the analysis of urinary flow and volume. Traditionally, this procedure is performed in clinical settings, which can cause patient discomfort and lead to unrepresentative results.

The objective of this thesis is to design and develop a portable device that enables uroflowmetry studies to be conducted at the patient's home, within a natural and more comfortable environment. To this end, four design alternatives are proposed based on different measurement principles: flow rate determination by weight measurement, volumetric flow, volume, and sound. The device will incorporate sensing, signal processing, transmission, and data storage modules, featuring a cloud-based logging system to facilitate remote access for physicians. Furthermore, requirements for usability, portability, and simple installation will be taken into account, prioritizing ease of use for older adults. In this way, the project seeks to provide an innovative tool that optimizes urological diagnosis and improves the patient experience.

2 Introducción

2.1 Presentación del tema

El presente proyecto surge a partir de una problemática planteada por profesionales médicos especialistas en urología, quienes manifestaron la necesidad de contar con una herramienta que permita realizar estudios de uroflujometría en condiciones más naturales y accesibles para los pacientes de las que hoy se llevan a cabo en el hospital.

La uroflujometría es un estudio diagnóstico ampliamente utilizado en urología para la evaluación de la función del tracto urinario inferior. Mediante la medición del flujo urinario durante la micción, se permite determinar variables de interés clínico que constituyen herramientas fundamentales para la detección y el seguimiento de enfermedades urológicas.

En la práctica clínica actual, los estudios de uroflujometría se realizan en hospitales o centros especializados, empleando equipos de medición fijos. Este hecho plantea dos limitaciones principales: por un lado, la necesidad de que el paciente se someta a la prueba en horarios y lugares específicos, lo cual puede afectar el comportamiento natural de la micción; y por otro, la posibilidad de obtener resultados poco representativos debido a la influencia del entorno clínico sobre la comodidad y el estado anímico del paciente.

El desarrollo de un dispositivo portátil para la realización de estudios domiciliarios surge entonces como una alternativa innovadora que busca superar estas limitaciones. La posibilidad de que el paciente realice la prueba en un ámbito cómodo y habitual, en el

momento en que se presenta la necesidad miccional de manera espontánea, puede aumentar la confiabilidad de los datos obtenidos y, en consecuencia, mejorar la calidad del diagnóstico médico.

En este marco, el presente trabajo de final de grado se centra en el diseño y desarrollo de un prototipo de uroflujómetro portátil, que integre tecnologías actuales y ofrezca una solución práctica tanto para pacientes como para profesionales de la salud.

2.2 Justificación del trabajo

El desarrollo de un uroflujómetro portátil accesible y competitivo se justifica en tres enfoques principales:

Enfoque médico: Brindar a los profesionales datos más confiables y representativos al posibilitar que el paciente se encuentre en condiciones cómodas, favoreciendo diagnósticos más precisos y seguimientos más eficientes, en comparación a los datos y diagnósticos que se obtienen hoy en día por los medios tradicionales.

Enfoque del paciente: Una de las mayores ventajas de este desarrollo radica en la mejora en la experiencia del usuario. A diferencia de los equipos hospitalarios, que requieren turnos y la realización del estudio en un entorno poco natural, el dispositivo portátil permite que el paciente efectúe la prueba en un ambiente más cómodo, relajado y menos condicionado. Esto promueve una micción espontánea y sin presiones externas, generando registros más auténticos y representativos de su fisiología.

Enfoque tecnológico: El proyecto integra diferentes áreas de la ingeniería para dar respuesta a una necesidad médica concreta. La aplicación combinada de estas disciplinas permite materializar un prototipo funcional con criterios de portabilidad, confiabilidad y accesibilidad, constituyendo un aporte relevante al desarrollo de dispositivos biomédicos en el ámbito local.

2.3 Objetivos generales

Diseñar y desarrollar un prototipo de un uroflujómetro portátil y transportable que permita realizar estudios de uroflujometría en el ámbito domiciliario, en condiciones más naturales y confortables para el paciente, mediante la integración de tecnologías de sensado, procesamiento, almacenamiento y visualización de datos, utilizando componentes disponibles en el mercado y con un costo accesible para su implementación, asegurando su viabilidad técnica, médica y de portabilidad.

2.4 Objetivos específicos

- Realizar una investigación exploratoria de los distintos métodos existentes de medición del flujo urinario evaluando su viabilidad de implementación con sensores y microprocesadores disponibles en el mercado de componentes electrónicos.
- Comparar precisión, costos, factibilidad y confiabilidad de cada método para nuestro mercado de componentes electrónicos.
- Seleccionar la alternativa más adecuada en base a criterios técnicos ingenieriles, médicos, económicos y de portabilidad.

- Diseñar un sistema automatizado que integre módulos de sensado, procesamiento de datos, transmisión y almacenamiento de datos, así como un sistema de alimentación eléctrica.
- Realizar un prototipo funcional del dispositivo diseñado.
- Implementar pruebas técnicas de confiabilidad y validaciones de desempeño.
- Presentar el diseño de la interfaz de bases de datos y métodos de visualización de curvas de flujo y valores clave.

2.5 Alcances y limitaciones

2.5.1 Alcances

- El proyecto comprende la investigación y análisis comparativo de diferentes métodos para la medición del flujo urinario, evaluando precisión, confiabilidad, factibilidad y costos en relación con las tecnologías disponibles en el mercado local.
- Incluye la selección de sensores y microcontroladores adecuados.
- Considera el desarrollo de un prototipo funcional y transportable, que contemple criterios de higiene, portabilidad, comodidad de uso y resistencia mecánica.
- Abarca la programación del microcontrolador para la adquisición y gestión de datos, y el diseño de una interfaz de visualización destinada al médico tratante.
- Se realizarán pruebas técnicas para validar la confiabilidad del sistema, junto con un análisis de errores y una evaluación técnico-económica de la solución propuesta.

2.5.2 Limitaciones

- El trabajo no incluye la fabricación en serie del dispositivo ni su certificación ante los organismos regulatorios correspondientes.
- Las pruebas se restringirán a validaciones técnicas iniciales en condiciones controladas, sin abarcar ensayos clínicos extensivos.
- El diseño industrial definitivo y la adaptación a normativas internacionales quedan fuera del alcance del presente trabajo.
- El enfoque está orientado a la viabilidad técnica y económica a nivel prototipo, sin contemplar en esta etapa estudios de mercado ni estrategias de comercialización.
- El dispositivo no realiza diagnósticos médicos ni sustituye la evaluación clínica; su función se limita a medir variables urodinámicas y poner los resultados a disposición del paciente y del profesional de la salud.
- No se contempla en esta etapa la aprobación ni certificación por parte de organismos médicos regulatorios de dispositivos biomédicos.
- No se realizarán pruebas destructivas sobre el prototipo; las validaciones se limitarán a ensayos técnicos en condiciones controladas.

3 Marco teórico

3.1 Fundamentos médicos relevantes.

3.1.1 *Qué es una uroflujometría*

La flujometría urinaria, también denominada uroflujometría, es un procedimiento diagnóstico no invasivo que consiste en la medición y el análisis del caudal urinario durante la micción, con el objetivo de evaluar la función del tracto urinario inferior. Mediante este estudio es posible obtener información cuantitativa y representaciones gráficas que reflejan la dinámica de vaciado vesical, lo cual resulta de gran valor para la práctica urológica.

Se trata de una herramienta ampliamente utilizada debido a su sencillez, bajo riesgo para el paciente y capacidad para detectar alteraciones funcionales sin necesidad de técnicas invasivas. En particular, la uroflujometría es útil para:

- Detectar obstrucciones del tracto urinario inferior, como las asociadas a la hiperplasia prostática benigna (HPB).
- Evaluar disfunciones vesicales, tales como vejiga hipoactiva o hiperactiva.
- Monitorear la evolución de pacientes sometidos a cirugías urológicas.
- Analizar la respuesta a tratamientos farmacológicos dirigidos a mejorar la función miccional.

La uroflujometría se incluye dentro de los denominados estudios urodinámicos, que engloban diversas pruebas destinadas a evaluar el funcionamiento del tracto urinario inferior. A diferencia de los estudios urodinámicos completos, que incorporan la medición de

presiones intravesicales, abdominales y uretrales, la uroflujometría se centra exclusivamente en el análisis del flujo urinario. Por esta razón, constituye una prueba inicial y de bajo grado de invasividad, que puede orientar la necesidad de estudios más complejos cuando se detectan alteraciones en la curva de flujo o en los parámetros medidos.

3.1.2 Que se mide en una uroflujometría.

En esta sección se estudian las formas de las curvas y los parámetros nominales de la micción, con el fin de establecer los límites y comportamientos que debe ser capaz de registrar y representar el dispositivo propuesto.

La uroflujometría permite obtener distintos parámetros cuantitativos que describen la dinámica del vaciado vesical. Estos constituyen la base para la interpretación clínica del estudio y se expresan en unidades de volumen y tiempo. Los principales son:

- **Flujo máximo ($Q_{\text{máx}}$):** corresponde al valor más alto del flujo urinario registrado durante la micción. Se expresa en mililitros por segundo [mL/s] y constituye un indicador clave del estado funcional del tracto urinario inferior, ya que refleja la interacción entre la contractilidad vesical y la resistencia uretral.
- **Flujo medio (Q_{med}):** representa el promedio del flujo urinario a lo largo de toda la micción. Su unidad de medida es mililitros por segundo [mL/s] y permite tener una visión global del desempeño miccional, complementando al valor puntual del $Q_{\text{máx}}$.

- **Volumen miccional o volumen evacuado:** corresponde a la cantidad total de orina expulsada durante el acto miccional. Se expresa en mililitros [mL] y es fundamental para contextualizar la interpretación de los parámetros de flujo.
- **Duración del flujo:** tiempo total transcurrido desde el inicio hasta la finalización de la micción. Se mide en segundos [s] y permite valorar la eficiencia del vaciado vesical.

Además, es necesario reportar tanto la curva de flujo como la curva de volumen evacuado, dado que la interpretación conjunta de ambas constituye un elemento fundamental en la evaluación clínica del paciente.

- **Curva de flujo:** representa el flujo urinario [mL/s] en función del tiempo [s].
- **Curva de volumen evacuado:** muestra el volumen miccional acumulado [mL] a lo largo del tiempo [s].

3.1.2.1 Interpretación del gráfico de flujo

El resultado de la uroflujometría se representa mediante curvas gráficas que permiten observar de forma objetiva la dinámica de la micción. Habitualmente, el equipo muestra las dos curvas nombradas anteriormente.

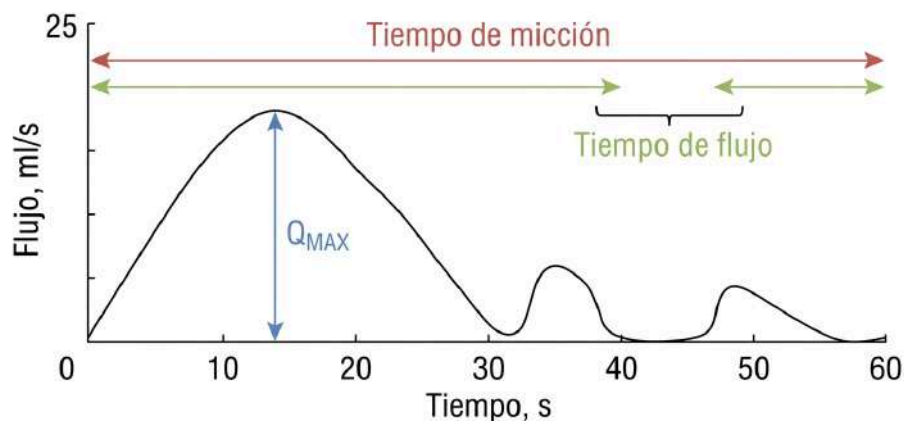
La curva de flujo refleja la fuerza y la continuidad del chorro urinario, mientras que la curva de volumen indica cuánto volumen se ha eliminado progresivamente durante la micción. El análisis conjunto de ambas permite determinar la eficiencia del vaciado vesical y distinguir entre patrones fisiológicos y patológicos.

Curva y parámetros normales

En el eje vertical de la Figura 3.1.2.1.a se representa el flujo urinario en mililitros por segundo, mientras que en el eje horizontal se indica el tiempo en segundos. En la curva pueden identificarse tres parámetros fundamentales. El primero es el flujo máximo ($Q_{\text{máx}}$), que corresponde al punto más alto alcanzado por la curva y refleja la mayor velocidad de flujo registrada durante la micción. El segundo es el tiempo de micción (voiding time), definido como el intervalo total que transcurre desde el inicio hasta la finalización completa de la micción, incluyendo tanto el flujo continuo como las posibles interrupciones. Finalmente, el tiempo de flujo (flow time) corresponde únicamente al período en el cual se registra flujo urinario efectivo, sin considerar las pausas que puedan producirse durante el acto miccional.

La curva de flujo normal, como se puede observar en la Figura 3.1.2.1.a, tiene una forma de campana simétrica donde asciende rápidamente hasta un flujo máximo, se mantiene en un pico corto y luego desciende gradualmente hasta cero.

Figura 3.1.2.1.a: Curva modelo de flujo.



En individuos sanos existe una amplia variabilidad de parámetros uroflujométricos, influenciada por la edad, el sexo y el volumen miccional. En varones menores de 40 años, el flujo máximo suele ser de alrededor de 25 mL/s. Con el envejecimiento, este valor tiende a disminuir progresivamente, de modo que pueden observarse $Q_{\text{máx}}$ cercanos a 15 mL/s sin que necesariamente indiquen obstrucción del tracto urinario inferior.

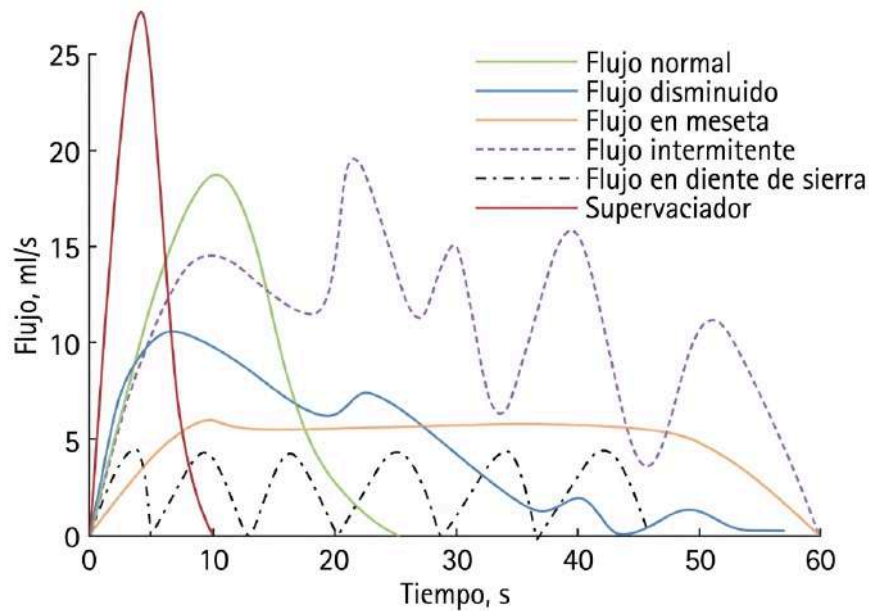
En varones adultos, un $Q_{\text{máx}} \leq 10$ mL/s presenta una especificidad del 70–90 % y una sensibilidad del 39–47 % para el diagnóstico de obstrucción del tracto urinario de salida. En mujeres, el $Q_{\text{máx}}$ puede alcanzar valores más elevados, llegando habitualmente hasta 35 mL/s. Flujos anormalmente altos también pueden presentarse en la incontinencia urinaria de esfuerzo, como consecuencia de una baja resistencia uretral.

Es importante destacar que, para que un estudio de uroflujometría sea considerado válido y no se desestime, el volumen miccional debe encontrarse entre 150 y 500 mL. Volúmenes inferiores a 150 mL o superiores a 500 mL suelen producir curvas no representativas o poco reproducibles, lo que limita la interpretación clínica.

Patrones característicos de curvas de flujo anormales

Además de la curva normal en forma de campana, la uroflujometría puede mostrar distintos patrones característicos, ilustrados en la Figura 3.1.2.1.b, cuya interpretación orienta a posibles causas funcionales o estructurales del tracto urinario inferior.

Figura 3.1.2.1.b: Patrones característicos de flujos anormales.



Flujo normal

- Forma: curva en “campana simétrica”.
- Características: ascenso rápido hasta un pico ($Q_{\text{máx}}$), seguido de un descenso progresivo y uniforme.
- Impresión visual: subida brusca, pico definido y bajada suave.

Flujo disminuido (Decreased flow)

- Forma: curva baja y achatada.
- Características: amplitud reducida, sin un pico pronunciado; el tiempo de flujo es más largo.
- Impresión visual: colina baja y extendida.

Flujo en meseta (Plateau flow)

- Forma: curva plana y sostenida.
- Características: flujo constante de baja intensidad, casi sin pico; se prolonga en el tiempo.
- Impresión visual: línea recta horizontal levemente elevada.

Flujo intermitente (Intermittent flow)

- Forma: curva irregular con interrupciones.
- Características: la línea sube y baja de forma repetida, reflejando interrupciones del chorro.
- Impresión visual: serie de “baches” o cortes en la curva.

Flujo en “dientes de sierra” (Saw-tooth flow)

- Forma: curva oscilante en forma de picos sucesivos.
- Características: el flujo sube y baja con ondulaciones regulares, como un serrucho.
- Impresión visual: serrucho o “zig-zag” repetitivo.

Supervacío (Super-voider)

- Forma: curva muy alta.
- Características: pico agudo y elevado, con valores de $Q_{\text{máx}} > 40$ mL/s, seguido de descenso rápido.
- Impresión visual: montaña muy empinada y puntiaguda.

3.1.3 Cómo es una uroflujometría.

La uroflujometría es un procedimiento rápido y no invasivo, que se realiza habitualmente en consultorios urológicos y unidades hospitalarias. Para garantizar la confiabilidad de los resultados, es necesario considerar tanto la preparación del paciente como las condiciones del equipo y del ambiente donde se desarrolla la prueba.

3.1.3.1 Preparativos antes de una prueba de uroflujometría en el centro de salud.

Para realizar una uroflujometría en el ámbito hospitalario, el paciente debe solicitar previamente un turno médico, que habitualmente se otorga con semanas de anticipación. El estudio se lleva a cabo en un horario específico asignado por el servicio de urología.

Se recomienda que el paciente acuda con la vejiga cómodamente llena, evitando tanto la ingesta excesiva de líquidos, que puede provocar una distensión vesical no representativa, como una ingesta insuficiente, que podría dificultar la realización del estudio. En ocasiones, se solicita completar una tabla de frecuencia-volumen o un diario miccional, que registran el momento y volumen de cada micción junto con síntomas o eventos asociados (urgencia, dolor, episodios de incontinencia, ingesta de líquidos y uso de absorbentes) en un periodo de tiempo indicado por el doctor.

Antes de iniciar la prueba, es fundamental brindar al paciente una explicación clara sobre el procedimiento. Se le debe indicar que orine únicamente cuando experimente un deseo miccional normal y que evite maniobras que alteren el registro, como presionar la uretra, interrumpir el chorro de manera voluntaria o desplazarlo dentro del embudo. Además, debe

procurar mantener una postura estable y evitar movimientos bruscos que generen cambios en la curva de flujo.

3.1.3.2 Equipo y ambiente.

La configuración básica de una prueba de uroflujometría incluye un flujómetro urinario diseñado para medir de manera continua tanto el caudal urinario como el volumen total evacuado.

En el ámbito hospitalario, estos dispositivos se caracterizan por ser equipos fijos y no transportables, lo que obliga a los pacientes a desplazarse hasta el centro de salud para la realización del estudio. Este aspecto puede condicionar la naturalidad del acto miccional y limitar la representatividad de los resultados obtenidos.

El equipo debe instalarse en un ambiente privado, tranquilo y de fácil higienización, que asegure la comodidad del paciente y la confiabilidad de la prueba. Asimismo, el uroflujómetro debe encontrarse disponible y listo para su uso.

Como se observa en la Figura 3.1.3.2.a, se muestra un consultorio típico con la instalación habitual de un uroflujómetro, incluyendo la disposición del equipo y el entorno donde se lleva a cabo la prueba.

Por su parte, la Figura 3.1.3.2.b ilustra las posturas que adoptan los pacientes durante el estudio, diferenciando la posición de pie en los varones y la posición sentada en las mujeres. Estas posturas buscan reproducir las condiciones normales de micción y asegurar que los resultados obtenidos sean representativos del patrón miccional habitual de cada paciente.

Figura 3.1.3.2.a: Consultorio típico donde se realizan uroflujometrias. [Gammie, A., & Drake, M. J. (2018)]



Figura 3.1.3.2.b: Posturas que adoptan los pacientes en el estudio. [Servicio Integral de Urología. (s.f.)]



3.1.4 Diario miccional

El diario miccional es una herramienta clínica de registro utilizada en urología para evaluar los hábitos miccionales del paciente en su entorno cotidiano. Consiste en un formulario que el paciente completa durante un período determinado, habitualmente tres días consecutivos, como mínimo, en el cual anota la información vinculada a cada episodio de micción y a la ingesta de líquidos.

Los datos que se consignan en el diario incluyen la hora de cada micción, el volumen evacuado medido en mililitros, la presencia e intensidad de urgencia urinaria, clasificada en grados de 0 a 4 como se puede ver en la Tabla 3.1.4.a. También es necesario registrar la existencia de escapes involuntarios de orina (incontinencia de esfuerzo o de urgencia).

Tabla 3.1.4.a: Clasificación de la urgencia en grado de 0 a 4 para diario miccional. [Gozalo Rodríguez, M., & Pérez Rodríguez, S. (2025)]

| | | |
|---|-----------------------------------|---|
| 0 | No hay Urgencia | No siento necesidad imperiosa de orinar |
| 1 | Leve urgencia | Tengo ganas de orinar, pero puedo retrasar ir a orinar tanto como necesite, sin miedo a mojarme |
| 2 | Urgencia moderada | Puedo retrasar orinar un rato, sin miedo a mojarme |
| 3 | Urgencia severa | No puedo retrasar ir a orinar, debo ir rápido al aseo para no tener una pérdida de orina |
| 4 | Incontinencia por urgencia | Se me escapa la orina antes de llegar al aseo |

El análisis del diario permite calcular parámetros relevantes como la frecuencia miccional diurna y nocturna, el volumen miccional máximo y promedio, el número de episodios de urgencia y su grado, los episodios de incontinencia, la cantidad de mudas necesarias y la cantidad de orina evacuada en 24 horas.

Este instrumento resulta de gran utilidad para complementar los estudios urodinámicos, ya que ofrece una visión más realista y prolongada del patrón miccional del paciente en condiciones habituales. Además, facilita la comparación objetiva de la evolución clínica tras la instauración de un tratamiento, permitiendo valorar de forma cuantitativa los cambios obtenidos.

A continuación se muestra un diario miccional lleno como ejemplo.

Tabla 3.1.4.b: Diario miccional ejemplo. [Gozalo Rodríguez, M., & Pérez Rodríguez, S. (2025)]

| HORA | VOLUMEN orinado (ml ó cc) | URGENCIA su grado (0-4) | ESCAPE DE ORINA y tipo: por urgencia o por esfuerzos | MUDA De ropa, pañal, compresa | BEBIDA (ml ó cc) |
|-------|------------------------------|----------------------------|--|----------------------------------|---------------------|
| 8:20 | 250 ml | 2 | NO | Compresa | 300 |
| 10:30 | 200 ml | 0 | NO | NO | |
| 12:45 | | | | | 250 |
| 15:30 | 150 ml | 4 | SI con urgencia | Ropa interior | |
| 18:30 | | | | | 300 |
| 20:30 | 300 ml | 2 | NO | NO | |
| 21 | | | | | 200 |
| 22 | | | SI con esfuerzo | Salvaslip | |
| 22:15 | 200 ml | 3 | NO | | 225 |
| 3:00 | 175 | 4 | SI con urgencia | Ropa interior | |
| 6:15 | 200 | 3 | NO | NO | |

Cabe señalar que el diario miccional es un método altamente dependiente del paciente, ya que requiere de su memoria, constancia y disposición para registrar cada episodio con precisión. Esta condición genera que la información obtenida pueda presentar cierto grado de subjetividad o inexactitud, lo que limita su confiabilidad absoluta como herramienta diagnóstica. Por ello, los profesionales suelen utilizarlo como un complemento orientativo, pero no como único criterio para la toma de decisiones clínicas.

3.2 Normativas, licencias o patentes

En este apartado se realiza una breve investigación para analizar la posibilidad de comercializar dispositivos médicos en Argentina y determinar los requisitos que serían necesarios cumplir para tal fin.

Para comercializar y utilizar en centros de salud dispositivos médicos en Argentina, como aquellos destinados a estudios urológicos, se requiere el cumplimiento de regulaciones

nacionales específicas. Estas normas tienen como finalidad garantizar que los dispositivos sean seguros, eficaces y de calidad.

3.2.1 Registro en ANMAT

La Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica (ANMAT) es la entidad responsable de autorizar y supervisar la comercialización de dispositivos médicos en el país. Todo dispositivo debe inscribirse en el Registro de Productores y Productos de Tecnología Médica (RPPTM) de la ANMAT para ser comercializado legalmente.

La documentación necesaria para el registro incluye:

- Manual de uso del producto.
- Certificado de libre venta, en caso de ser importado.
- Ensayos clínicos o validaciones.
- Información técnica y planos de diseño.
- Documentación sobre el sistema de gestión de calidad del fabricante.

Asimismo, la ANMAT clasifica los dispositivos médicos en distintas clases, de acuerdo con el nivel de riesgo que implican para el usuario:

- Clase I: riesgo bajo.
- Clase II: riesgo moderado.
- Clase III: riesgo alto.
- Clase IV: riesgo muy alto.

En el caso del dispositivo en desarrollo para este trabajo, se estima que se enmarcaría dentro de la Clase I, dado que implica un nivel bajo de riesgo para el paciente y su manipulación. La clase asignada determina el grado de exigencia técnica y regulatoria que debe cumplirse antes de su autorización para la comercialización.

3.2.2 Normas técnicas y certificaciones

Además del registro ante la ANMAT, los dispositivos médicos deben ajustarse a normas técnicas nacionales e internacionales que aseguren su seguridad, calidad y funcionalidad. Estas regulaciones no solo constituyen un requisito legal, sino que también son valoradas por los profesionales de la salud y los usuarios.

Entre las normas más relevantes se encuentran:

- ISO 13485: norma internacional que establece los requisitos para un sistema de gestión de calidad específico en la fabricación de dispositivos médicos. Su cumplimiento demuestra que el producto ha sido diseñado y fabricado bajo estándares reconocidos internacionalmente (International Organization for Standardization [ISO], 2016).
- IEC 60601: conjunto de normas técnicas que regulan la seguridad y el desempeño de equipos electromédicos, aplicable a dispositivos que incorporan componentes eléctricos o electrónicos (International Electrotechnical Commission [IEC], 2005).

- Buenas Prácticas de Fabricación (BPF o GMP): lineamientos exigidos por la ANMAT para fabricantes nacionales o importadores, que aseguran la correcta producción, el control y la trazabilidad del producto médico (ANMAT, 2019).

Cumplir con estas normas no solo facilita la aprobación del dispositivo en el mercado local, sino que también constituye un requisito fundamental para acceder a mercados internacionales en caso de futura exportación.

3.2.3 Patentes

Aunque no es obligatorio contar con una patente para registrar o comercializar un dispositivo médico en Argentina, resulta recomendable en los casos en los que el producto posea una innovación técnica o de diseño propio. La patente constituye un derecho legal otorgado por el Estado al inventor, que le permite explotar de manera exclusiva su invención durante un período determinado. En Argentina, el organismo encargado de gestionar este trámite es el Instituto Nacional de la Propiedad Industrial (INPI).

Registrar una patente ofrece beneficios tales como:

- Proteger el diseño o funcionamiento del dispositivo frente a copias o imitaciones.
- Garantizar derechos de uso exclusivo.
- Incrementar el valor comercial del producto, especialmente para atraer inversores o generar alianzas estratégicas.

Es importante señalar que, si ya existe una patente activa sobre un dispositivo similar, este no puede fabricarse ni comercializarse sin autorización del titular. Aunque la ANMAT pueda

aprobar técnicamente un dispositivo, infringir una patente vigente puede derivar en conflictos legales. Por lo tanto, la protección mediante patentes se considera una estrategia complementaria para resguardar la innovación y mejorar la competitividad del producto en el mercado.

3.3 Antecedentes similares.

3.3.1 Antecedentes en Argentina

En el mercado argentino, los dispositivos comerciales disponibles para la realización de estudios de uroflujometría se basan, en su mayoría, en un sistema en el cual el paciente orina en un recipiente colocado sobre una balanza. A partir de la medición del peso de la orina en función del tiempo, el equipo calcula parámetros clínicamente relevantes, como el caudal urinario y el volumen miccional total.

Con frecuencia, estos dispositivos se comercializan como parte de plataformas más amplias destinadas a estudios de urodinamia. Este tipo de equipamiento suele implicar el uso de dos o tres catéteres y sistemas de control complejos, lo que incrementa significativamente su costo y limita su aplicabilidad en entornos domiciliarios. En consecuencia, los uroflujómetros disponibles en el país están principalmente orientados a instituciones de salud, como hospitales y clínicas, donde se justifica la inversión en sistemas más completos.

Si bien la oferta de uroflujómetros en el mercado local es limitada, existen algunas opciones comerciales disponibles que permiten a clínicas y hospitales contar con el equipamiento necesario para la realización de estos estudios.

3.3.2 Antecedentes Internacionales

A nivel internacional, la mayoría de los uroflujómetros disponibles son fabricados en China y se basan en el mismo principio de medición de peso para la determinación de parámetros urológicos. Estos dispositivos están diseñados para su uso en entornos clínicos, consultorios o laboratorios, sin contemplar específicamente su aplicación domiciliaria ni la integración en el baño personal del paciente.

No obstante, se ha identificado una empresa europea que fabrica dispositivos específicos para uso domiciliario:

Minze Health (Países Bajos): Comercializa el uroflujómetro Minze Homeflow, diseñado para ser utilizado en sanitarios domésticos y conectado mediante Bluetooth a una app móvil. Además, ofrece integración con diarios de vejiga y permite compartir datos digitalmente con el profesional médico.

3.4 Investigación de teoría de mediciones y errores.

Para comprender los fundamentos de las mediciones y los errores asociados, es necesario revisar algunos conceptos básicos.

- **Medir:** Medir una magnitud consiste en compararla con un patrón previamente establecido y el valor de la medida queda expresado como el producto del valor numérico acompañado de la unidad correspondiente, que indica cuántas veces la magnitud contiene al patrón.

- **Alcance:** Se define como el valor máximo que puede registrar un instrumento manteniendo su grado de exactitud.
- **Clase:** Se define como el valor porcentual del cociente entre el error absoluto máximo y el alcance del instrumento.

$$c = \frac{E_{max}}{Alcance} \cdot 100$$

Cuanto menor sea la clase, mayor será la exactitud del instrumento.

- **Rango:** Corresponde al tramo de la escala en el cual las lecturas pueden considerarse confiables.
- **Sensibilidad:** Es la relación entre la variación de las indicaciones del instrumento y la modificación en la magnitud medida que produce dicha variación. En términos generales, puede entenderse como la relación entre el efecto y la causa.
- **Exactitud:** De acuerdo con el Vocabulario Internacional de Metrología (VIM), la exactitud se expresa como la cercanía de un resultado de medición al valor verdadero de la magnitud.
- **Precisión:** Indica el grado de concordancia entre resultados de mediciones repetidas bajo condiciones establecidas.

3.4.1 Quebrada de Calibración

Una curva de calibración es la representación gráfica que relaciona los valores indicados por un instrumento de medición con los valores de referencia de la magnitud medida. Se obtiene realizando una serie de mediciones sobre patrones conocidos y registrando la

respuesta del instrumento en cada caso. A partir de estos datos se determina una relación funcional que permite corregir o interpretar adecuadamente las mediciones posteriores. La curva de calibración es fundamental para evaluar la exactitud de un dispositivo, detectar posibles desviaciones sistemáticas y garantizar que los resultados obtenidos sean trazables a estándares reconocidos.

3.4.2 Errores e Incertidumbre

En metrología, es fundamental diferenciar conceptos que suelen confundirse en el lenguaje cotidiano.

El error se define como la diferencia entre el valor medido (X_m) y el valor verdadero (X_v). En la práctica, como el valor verdadero no puede conocerse con certeza, se utiliza una estimación aceptada como válida, denominada valor verdadero convencional (X_v'). El error absoluto puede expresarse como:

$$Error = X_m - X_v$$

La incertidumbre, en cambio, no es un error en sí mismo, sino un parámetro que indica el rango en el cual se encuentra el valor verdadero con un determinado nivel de confianza. Según el VIM (2012), se define como un “parámetro no negativo asociado al resultado de una medición, que caracteriza la dispersión de los valores que, con fundamento, pueden ser atribuidos al mensurando”.

Una medición suele expresarse como:

$$y \pm U$$

donde y es el valor más probable (mejor estimación del mensurando) y U es la incertidumbre asociada.

Formas de expresar la incertidumbre

Existen diferentes criterios para representar la incertidumbre en los resultados de medición:

- **Criterio pesimista:** Considera la incertidumbre como equivalente al error absoluto máximo o límite de error ($E_{\text{límite}}$), el cual representa el mayor valor que podría alcanzar el error absoluto. De esta forma, el intervalo se sobreestima, garantizando una cobertura prácticamente total del valor verdadero.

$$y \pm E_{\text{límite}}$$

- **Criterio recomendado por el Comité Internacional de Pesas y Medidas (CIPM):** Formalizado en la Guía para la Expresión de la Incertidumbre de Medida (GUM) y en Argentina en la norma IRAM 35050, propone expresar los resultados como:

$$y \pm k \cdot u$$

donde u es la incertidumbre combinada (resultado de integrar todas las fuentes de error) y k es el factor de cobertura, que define el nivel de confianza del intervalo reportado.

3.4.3 Norma IRAM 35050: Guía para la Expresión de la Incertidumbre de Medida “GUM”

Describe la forma en la que se calcula y describe el valor y su incertidumbre en las mediciones.

3.4.3.1 Errores sistemáticos y aleatorios

El error aleatorio se supone que procede de variaciones de las magnitudes de influencia, de carácter temporal y espacial, impredecibles o estocásticas. Los efectos de tales variaciones, denominados en lo sucesivo efectos aleatorios, dan lugar a variaciones en las observaciones repetidas del mensurando. Aunque no es posible compensar el error aleatorio de un resultado de medida, habitualmente puede reducirse incrementando el número de observaciones.

El error sistemático, al igual que el error aleatorio, no puede eliminarse, pero frecuentemente puede ser reducido. Si se produce un error sistemático sobre un resultado de medida, debido a un efecto identificado de una magnitud de influencia (efecto sistemático), dicho efecto puede cuantificarse y, si es suficientemente significativo frente a la exactitud requerida en la medición, puede aplicarse una corrección o un factor de corrección para compensarlo. Se asume que, tras la corrección, la esperanza matemática del error debido al efecto sistemático es igual a cero.

3.4.3.2 Determinación de incertidumbre típica.

La estimación de entrada x_i , así como su incertidumbre asociada $u(x_i)$ se obtienen a partir de una distribución de valores posibles de la magnitud de entrada X_i . Esta distribución de probabilidad puede basarse en una distribución de frecuencias; es decir, en una serie de

observaciones $X_{i,k}$ de las X_i , o puede tratarse de una distribución supuesta a priori. Las evaluaciones Tipo A de las componentes de la incertidumbre típica se basan en distribuciones de frecuencia mientras que las evaluaciones Tipo B se basan en distribuciones supuestas a priori. Como lo que se busca es determinar la incertidumbre reportada por el dispositivo propuesto, en la que se ensaya múltiples veces cada medición, se deberá hacer uso de la evaluación tipo A de la incertidumbre.

3.4.3.3 Evaluación tipo A de la incertidumbre:

La mejor estimación disponible de la esperanza matemática μ_q de una magnitud q que varía al azar, de la que se han obtenido n observaciones independientes q_k en las mismas condiciones de medida, es la media aritmética \bar{q} de las n observaciones:

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n q_k$$

Los valores de las observaciones individuales q_k difieren en razón de las variaciones aleatorias de las magnitudes de influencia o de efectos aleatorios. La varianza experimental de las observaciones, que estima la varianza s^2 de la distribución de probabilidad de q , viene dada por:

$$s^2(q_k) = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2$$

Esta estimación de la varianza y su raíz cuadrada positiva $s(q_k)$, denominada desviación típica experimental, representan la variabilidad de los valores observados q_k , o más específicamente, su dispersión alrededor de su media \bar{q} .

La mejor estimación de $s^2(\bar{q}) = s^2/n$, varianza de la media y viene dada por

$$s^2(\bar{q}) = \frac{s^2(q_k)}{n}$$

Se observa por lo tanto que este modo, para una magnitud de entrada X_i obtenida a partir de n observaciones repetidas e independientes $X_{i,k}$, la incertidumbre típica $u(x_i)$ de su estimación $x_i = \bar{X}_i$ es $u(x_i) = s(\bar{X}_i)$.

Si z es una variable aleatoria normalmente distribuida, con esperanza matemática μ_z y desviación típica σ , y \bar{z} es la media aritmética de n observaciones independientes z_k de z , siendo $s(\bar{z})$ la desviación típica experimental de \bar{z} , entonces la distribución de la variable es la distribución t o distribución de Student con $\nu = n - 1$ grados de libertad.

En consecuencia, si el mensurando Y es simplemente una única magnitud X normalmente distribuida, $Y = X$; y si X se estima mediante la media aritmética \bar{X} de n observaciones repetidas independientes X_k de X , con una desviación típica experimental de la media $s(\bar{X})$, entonces la mejor estimación de Y es $y = \bar{X}$ y la desviación típica experimental de esta estimación es $u_c(y) = s(\bar{X})$. Entonces se define un intervalo desde $y - U_p$ a $y + U_p$,

escrito por comodidad $Y = y \pm U_p$, que es de esperar contenga una fracción p de la distribución de valores que podrían ser razonablemente atribuidos a Y , siendo U_p .

$$U_p = t_p(v) \cdot u_c(y)$$

Donde el factor $t_p(v)$ correspondiente a un número dependiente de la probabilidad de distribución de valores p y los grados de libertad v , mostrado en la siguiente tabla.

Tabla 3.4.3.3.a: Factor $t_p(v)$ de la distribución Student. [Joint Committee for Guides in Metrology [JCGM]. (2008)]

| Grados de libertad ν | Fracción p (%) | | | | | |
|-----------------------------|---------------------|-------|-------|---------------------|-------|---------------------|
| | 68,27 ^{a)} | 90 | 95 | 95,45 ^{a)} | 99 | 99,73 ^{a)} |
| 1 | 1,84 | 6,31 | 12,71 | 13,97 | 63,66 | 235,80 |
| 2 | 1,32 | 2,92 | 4,30 | 4,53 | 9,92 | 19,21 |
| 3 | 1,20 | 2,35 | 3,18 | 3,31 | 5,84 | 9,22 |
| 4 | 1,14 | 2,13 | 2,78 | 2,87 | 4,60 | 6,62 |
| 5 | 1,11 | 2,02 | 2,57 | 2,65 | 4,03 | 5,51 |
| 6 | 1,09 | 1,94 | 2,45 | 2,52 | 3,71 | 4,90 |
| 7 | 1,08 | 1,89 | 2,36 | 2,43 | 3,50 | 4,53 |
| 8 | 1,07 | 1,86 | 2,31 | 2,37 | 3,36 | 4,28 |
| 9 | 1,06 | 1,83 | 2,26 | 2,32 | 3,25 | 4,09 |
| 10 | 1,05 | 1,81 | 2,23 | 2,28 | 3,17 | 3,96 |
| 11 | 1,05 | 1,80 | 2,20 | 2,25 | 3,11 | 3,85 |
| 12 | 1,04 | 1,78 | 2,18 | 2,23 | 3,05 | 3,76 |
| 13 | 1,04 | 1,77 | 2,16 | 2,21 | 3,01 | 3,69 |
| 14 | 1,04 | 1,76 | 2,14 | 2,20 | 2,98 | 3,64 |
| 15 | 1,03 | 1,75 | 2,13 | 2,18 | 2,95 | 3,59 |
| 16 | 1,03 | 1,75 | 2,12 | 2,17 | 2,92 | 3,54 |
| 17 | 1,03 | 1,74 | 2,11 | 2,16 | 2,90 | 3,51 |
| 18 | 1,03 | 1,73 | 2,10 | 2,15 | 2,88 | 3,48 |
| 19 | 1,03 | 1,73 | 2,09 | 2,14 | 2,86 | 3,45 |
| 20 | 1,03 | 1,72 | 2,09 | 2,13 | 2,85 | 3,42 |
| 25 | 1,02 | 1,71 | 2,06 | 2,11 | 2,79 | 3,33 |
| 30 | 1,02 | 1,70 | 2,04 | 2,09 | 2,75 | 3,27 |
| 35 | 1,01 | 1,70 | 2,03 | 2,07 | 2,72 | 3,23 |
| 40 | 1,01 | 1,68 | 2,02 | 2,06 | 2,70 | 3,20 |
| 45 | 1,01 | 1,68 | 2,01 | 2,06 | 2,69 | 3,18 |
| 50 | 1,01 | 1,68 | 2,01 | 2,05 | 2,68 | 3,16 |
| 100 | 1,005 | 1,660 | 1,984 | 2,025 | 2,626 | 3,077 |
| ∞ | 1,000 | 1,645 | 1,960 | 2,000 | 2,576 | 3,000 |

a) Para una magnitud z descrita por una distribución normal de esperanza matemática μ_z y desviación típica σ , el intervalo $\mu_z \pm k\sigma$ comprende respectivamente las fracciones $p = 68,27\%$; $95,45\%$ y $99,73\%$ de la distribución, para los valores $k = 1, 2$ y 3 .

3.4.3.4 Incertidumbre combinada y ley de propagación de varianza

Las magnitudes no correlacionadas, son el tipo de variables que serán de utilidad en este trabajo.

La incertidumbre típica combinada $u_c(y)$ es la raíz cuadrada positiva de la varianza combinada $u_c^2(y)$, dada por:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i)$$

La incertidumbre típica combinada $u_c(y)$ es una desviación típica estimada y caracteriza la dispersión de los valores que podrían ser razonablemente atribuidos al mensurando Y .

La ecuación arriba mostrada se basa en un desarrollo en serie de Taylor de primer orden de $Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N)$, expresan lo que en la Guía se denomina ley de propagación de la incertidumbre.

3.4.3.5 Incertidumbre expandida

Aunque $u_c(y)$ puede ser utilizada universalmente para expresar la incertidumbre de un resultado de medida, frecuentemente es necesario, en ciertas aplicaciones comerciales, industriales o reglamentarias, o en los campos de la salud o la seguridad, dar una medida de la incertidumbre que defina, alrededor del resultado de medida, un intervalo en el interior del cual pueda esperarse encontrar gran parte de la distribución de valores que podrían ser razonablemente atribuidos al mensurando.

La nueva expresión de la incertidumbre, que satisface la exigencia de proporcionar un intervalo, se denomina incertidumbre expandida, y se representa por U . La incertidumbre expandida U se obtiene multiplicando la incertidumbre típica combinada $u_c(y)$ por un factor de cobertura k .

$$U = u_c(y) \cdot k$$

Más específicamente, U define, alrededor del resultado de medición, un intervalo que comprende una fracción elevada p de la distribución de probabilidad representada por este resultado y su incertidumbre típica combinada, siendo p la probabilidad o nivel de confianza del intervalo. Frecuentemente en la práctica, se puede suponer que $k = 2$ representa un intervalo con un nivel de confianza de aproximadamente el 95%, y que $k = 3$ representa un intervalo con un nivel de confianza de aproximadamente el 99%.

4 Análisis del problema y necesidades del usuario

4.1 Entorno hospitalario y uroflujometría actual

En esta sección se busca comprender en detalle el proceso clínico y el entorno hospitalario en el que actualmente se realiza la uroflujometría. Para ello, se realizaron visitas al Hospital Privado de la Comunidad (HPC) ubicado en Mar del Plata y se llevaron a cabo entrevistas con tres médicos especialistas del área de urología.

Actualmente, la institución cuenta con un equipo de uroflujometría (Figura 4.1.a) que opera bajo el principio de medición por peso. El procedimiento habitual consiste en que el paciente acuda al hospital con la vejiga llena y orine en un embudo que desemboca en un recipiente apoyado sobre el dispositivo. Los datos del flujo urinario se registran a través de un software específico, que permite visualizar tanto las curvas de flujo como de volumen, además de reportar valores que son fundamentales para el diagnóstico, como se observa en la Figura 4.1.b.

Es importante destacar que este uroflujómetro se integra como parte de un sistema más amplio destinado a la realización de la cistometría, un estudio urodinámico de mayor complejidad e invasividad. Dicho procedimiento requiere instrumentación y procedimientos sensibles que solo pueden ser efectuados por médicos especialistas, lo que imposibilita su utilización en entornos domiciliarios y limita su transportabilidad. El dispositivo completo se puede apreciar en la Figura 4.1.c.

Figura 4.1.a: Uroflujometro actual disponible en el Hospital Privado de la Comunidad ubicado en Mar del Plata.



Figura 4.1.b: Curvas y registros dados por el uroflujometro actual.

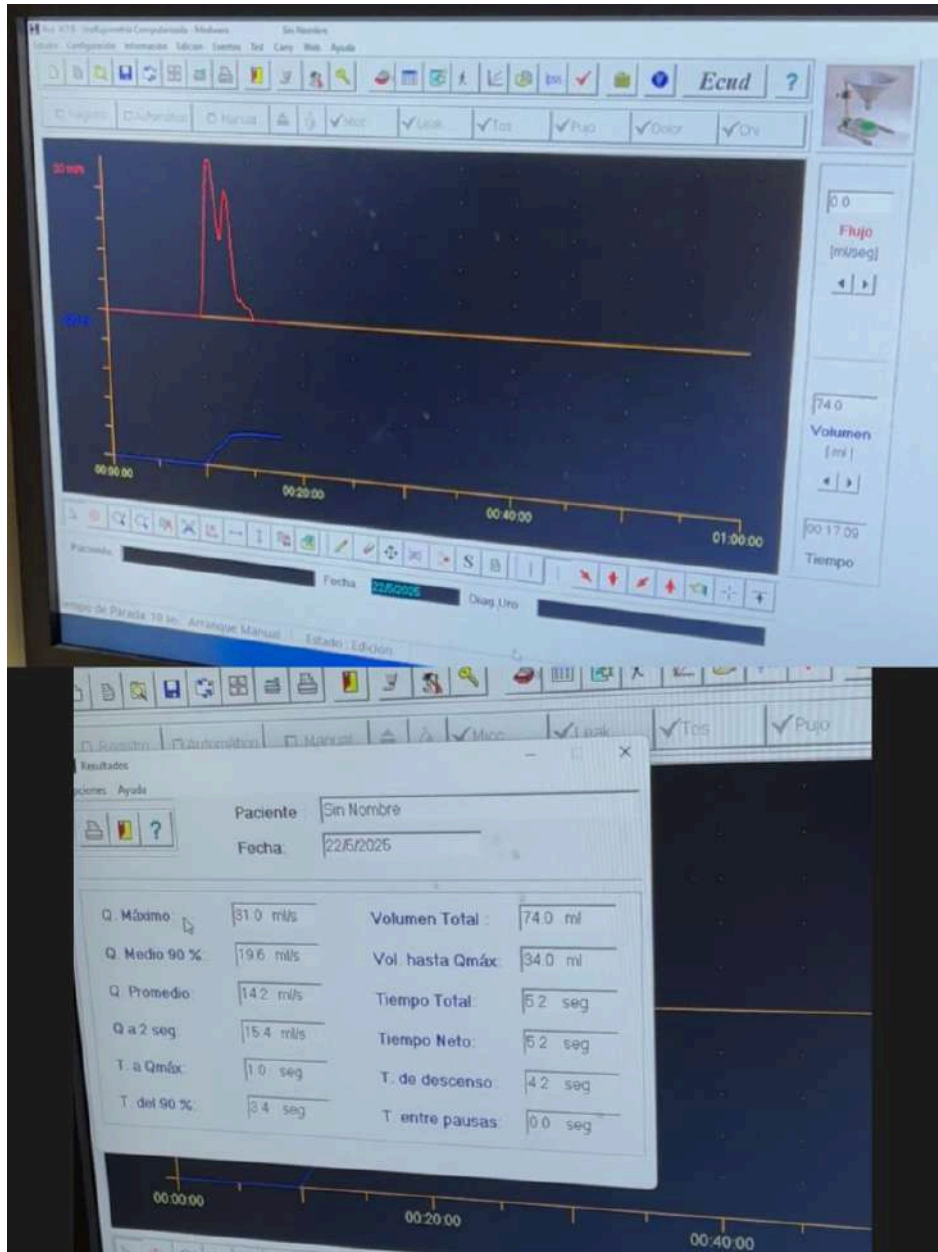


Figura 4.1.c: Dispositivo para estudios urodinámicos más complejos integrado al uroflujometro del hospital.



El proceso de uroflujometría suele estar a cargo de médicos residentes del área, quienes supervisan la correcta realización del estudio. Una vez obtenida la micción del paciente, los datos generados se descargan como archivos PDF, se transfieren por pendrive a la computadora central y, finalmente, se cargan manualmente en la historia clínica digital de cada paciente. Este procedimiento, aunque funcional, implica varios pasos manuales que consumen tiempo y aumentan el riesgo de errores administrativos.

En promedio, se realizan alrededor de 30 estudios de uroflujometría por semana, principalmente en hombres mayores de 50 años. A partir de las entrevistas, se relevaron datos concretos sobre aspectos operativos: los tiempos de espera para obtener un turno, que actualmente oscilan entre tres y cuatro semanas; el protocolo que se sigue para validar

los estudios; los tipos de errores más frecuentes, como problemas de calibración del equipo o la falta de deseo miccional del paciente al momento del examen; y las tasas de estudios que requieren repetición debido a resultados no representativos.

4.2 Entrevistas a profesionales médicos: necesidades y limitaciones del sistema actual.

Para profundizar en las necesidades clínicas y las limitaciones prácticas del sistema actual, se realizaron entrevistas a tres médicos especialistas del Hospital Privado de la Comunidad.

Las entrevistas se llevaron a cabo en mayo de 2025, abarcando temas como la confiabilidad de las mediciones, los problemas logísticos, el impacto sobre la experiencia del paciente y las oportunidades de mejora con un sistema domiciliario.

Uno de los principales problemas señalados por los médicos entrevistados se relaciona con las condiciones en que se realiza la micción en el consultorio. Los especialistas coincidieron en que la representatividad de la medición puede verse significativamente afectada por el estado en el que llega el paciente. En los casos en que el paciente arriba con una urgencia miccional marcada, debido a haber retenido orina durante un tiempo prolongado, la micción suele ser muy intensa y los valores obtenidos no reflejan necesariamente su patrón urinario habitual. En el extremo opuesto, cuando el paciente llega sin deseo miccional, puede forzarse a orinar volúmenes reducidos, lo que también genera registros no representativos y, en muchos casos, obliga a descartar el estudio y reprogramarlo. Esta situación no solo incrementa el malestar y el estrés del paciente, sino que además aumenta la carga de

trabajo para el equipo médico y prolonga los tiempos necesarios para un diagnóstico confiable.

Algunos médicos destacaron que, en consultorios donde el espacio es reducido, muchas veces el paciente orina sabiendo que del otro lado de una puerta delgada hay personas escuchando, lo que puede inhibir la micción o alterar el flujo. A esto se suma la incomodidad generada por el equipamiento: si bien los sistemas actuales son precisos desde el punto de vista técnico, su diseño no siempre resulta cómodo ni amigable para el paciente, generando conflicto al momento de efectuar el estudio.

Frente a estas limitaciones, los entrevistados valoraron positivamente la propuesta presentada en este trabajo: un dispositivo de uroflujometría portátil, diseñado para ser utilizado por el paciente en su propio domicilio. Destacaron que esta solución permitiría obtener mediciones más representativas, al poder registrar diferentes micciones a lo largo del día, en condiciones naturales y cómodas para el paciente. Además, el hecho de que el paciente pueda realizar el estudio sin necesidad de coordinar un turno específico en el consultorio reduciría tiempos, costos y estrés, tanto para él como para el personal médico.

Entre sus comentarios y observaciones del proyecto propuesto, los médicos y profesionales destacaron la importancia de contar con una interfaz amigable, que permita acceder rápidamente a los resultados de cada paciente, visualizar las curvas de flujo y los valores cuantitativos clave. Subrayaron que una solución que simplifique el manejo de los datos y reduzca el tiempo necesario para procesar los resultados sería de gran valor, especialmente

en un contexto donde el volumen de pacientes es alto y los recursos de tiempo son limitados.

Por otro lado, señalaron que es crucial que el sistema permita almacenar múltiples registros de micciones de un mismo paciente, idealmente organizados por fecha y hora, para facilitar la comparación entre distintos momentos del día. Esta capacidad permitiría obtener un perfil urinario más completo y robusto, enriqueciendo el análisis clínico y ayudando a tomar decisiones diagnósticas más precisas.

Uno de los aportes más interesantes que surgió en las entrevistas fue la posibilidad de que el dispositivo no solo sirva como uroflujómetro portátil, que por su diseño suele estar más orientado a estudios en varones, sino que también pueda funcionar como una herramienta digital para reemplazar el tradicional diario miccional, especialmente en mujeres.

El diario miccional es una práctica diagnóstica común que se solicita, en general, a mujeres mayores de 50 años, donde se les pide que registren manualmente, a lo largo de varios días, cada episodio de micción: volumen, frecuencia, urgencia percibida, entre otros datos. Sin embargo, este método manual depende fuertemente de la predisposición, la memoria y la atención del paciente, lo que genera una enorme variabilidad en la calidad de la información recolectada. Como señalaron los médicos entrevistados, es frecuente que los registros sean incompletos, inexactos o que simplemente no reflejen la realidad de la situación clínica del paciente.

El uso del dispositivo prototipo propuesto permitiría automatizar este proceso, garantizando que cada episodio de micción quede registrado de forma precisa, con datos objetivos y verificables, eliminando la carga de tener que anotar manualmente. Este cambio no solo mejoraría la calidad de la información disponible para el médico, sino que también representaría un avance significativo en términos de comodidad y adherencia para las pacientes, transformando una herramienta actualmente subutilizada en una fuente de datos realmente útil para el diagnóstico y seguimiento.

4.3 Requerimientos funcionales y generales del dispositivo

En este apartado se especifican los requerimientos que debe cumplir el dispositivo de medición, considerando tanto aspectos funcionales como de usabilidad. Cabe destacar que la población etaria más frecuente en la realización de este estudio corresponde a personas mayores, lo cual ha sido especialmente contemplado en el diseño del dispositivo, con el fin de garantizar accesibilidad, comodidad y confiabilidad en su uso.

4.3.1 Datos necesarios

De acuerdo con los profesionales consultados, el dispositivo debe ser capaz, como mínimo, de registrar los datos de la micción y presentar los siguientes resultados:

- Gráfico de caudal en función del tiempo.
- Gráfico de volumen en función del tiempo.
- Valor del volumen miccional total.

Estos parámetros son fundamentales para el análisis clínico y el posterior diagnóstico médico.

Asimismo, los especialistas señalaron otros indicadores de gran utilidad para la práctica diagnóstica, los cuales también se consideran relevantes en el diseño:

- Caudal máximo.
- Caudal medio 90%.
- Caudal medio.
- Caudal a 2 segundos.
- Tiempo hasta caudal máximo.
- Tiempo del 90%
- Volumen hasta caudal máximo.
- Tiempo total de micción.
- Tiempo neto de micción.
- Tiempo entre pausas.
- Registro de fecha y hora.
- Registro de paciente.

4.3.2 Registro y visualización de resultados

Los datos obtenidos por el dispositivo deben ser recibidos por los médicos mediante una interfaz web para que el médico especialista acceda de forma clara, completa y estructurada a los resultados.

4.3.3 Portabilidad para transporte domiciliario

El dispositivo deberá ser portable, de modo que pueda ser entregado por el centro de salud y trasladado por el paciente a su domicilio. Para ello, se priorizará un diseño compacto, liviano, estanco y libre de cables expuestos, apto para ser transportado por cualquier persona.

4.3.4 Instalación en sanitarios domiciliarios

El dispositivo deberá permitir su instalación de manera sencilla como un accesorio adaptable a inodoros domésticos convencionales, posibilitando que el estudio se realice en un entorno natural y familiar para el paciente. Esta característica tiene como objetivo maximizar la comodidad del usuario y mejorar la representatividad de los resultados obtenidos.

4.3.5 Facilidad de uso e interfaz intuitiva

El dispositivo deberá contar con una operación sencilla, que permita al paciente realizar el estudio sin dificultades. Se procurará que el procedimiento de encendido y configuración inicial sea lo más intuitivo y accesible posible, de modo que el usuario pueda llevarlo a cabo de manera autónoma, sin requerir asistencia técnica.

5 Propuestas técnicas de los sistemas

La propuesta principal de este trabajo consiste en el diseño, construcción, ensayo y validación de un prototipo de dispositivo destinado a la realización de estudios de uroflujometría en un sanitario doméstico convencional. El equipo estará concebido para ser portátil, de instalación sencilla y de uso intuitivo por parte del paciente, sin requerir asistencia técnica especializada.

El dispositivo deberá garantizar la medición precisa y exacta del caudal y del volumen miccional, registrar y almacenar los datos obtenidos, generar las curvas correspondientes para su análisis clínico y, posibilitar el envío o la transferencia de la información al médico tratante.

En este trabajo se propone evaluar cuatro métodos distintos de medición para la uroflujometría. Para cada método se analizarán sus ventajas y desventajas considerando criterios como costos de implementación, complejidad operativa, precisión y exactitud de las mediciones, así como otros factores relevantes para la aplicabilidad del dispositivo en entornos domiciliarios.

5.1 Medición por peso.

5.1.1 Principio de funcionamiento

El primer método propuesto, ampliamente utilizado en la mayoría de los dispositivos comercializados a nivel mundial, es la medición por peso. Este método consiste en colocar un recipiente sobre una balanza, en el cual se recolecta la orina durante la micción. La

balanza registra la variación de peso en función del tiempo, lo que permite determinar, sabiendo la densidad de la orina, el caudal volumétrico y el volumen miccional. El sistema implementa un sensor de fuerza (celda de carga) que convierte el peso de la orina acumulada en el recipiente en una señal eléctrica proporcional. La celda de carga entrega una señal analógica de baja magnitud que es acondicionada y digitalizada por un amplificador y conversor ADC, para luego ser enviada al microcontrolador, encargado del procesamiento de los datos.

5.1.2 Componentes necesarios

5.1.2.1 Celda de carga

La celda de carga está construida con galgas extensométricas adheridas a un cuerpo. Cuando se aplica la fuerza debida al peso del líquido, se produce una deformación en el cuerpo sensor; esta deformación altera la resistencia eléctrica de las galgas, generando una variación de tensión que puede medirse. Dicha señal es muy pequeña, por lo que se utiliza un amplificador especializado que la acondiciona para ser leída por el microcontrolador.

Para este proyecto se selecciona una celda de tipo barra recta, de tamaño reducido y adecuada para aplicaciones de baja capacidad, con un rango máximo de 1 kg.

La celda de carga seleccionada cuenta con cuatro galgas extensométricas adheridas al cuerpo sensor, conectadas en un puente de Wheatstone, lo que permite transformar la variación mecánica en una señal de voltaje diferencial de muy baja amplitud.

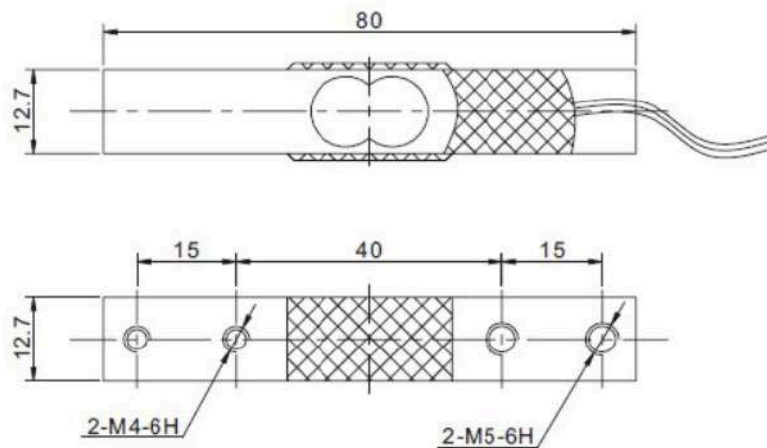
El uso del puente de Wheatstone en la conexión de las galgas extensométricas no solo permite obtener una señal eléctrica proporcional a la deformación mecánica, sino que también ofrece ventajas significativas en términos de estabilidad y precisión. Esta configuración facilita la compensación de variaciones de temperatura, ya que las galgas opuestas se ven afectadas de manera similar y las influencias térmicas tienden a cancelarse entre sí. Gracias a estas propiedades, es posible obtener mediciones más confiables y reproducibles, incluso en condiciones ambientales variables.

En la Tabla 5.1.2.1.a se encuentran las características dadas por el vendedor de la celda de carga seleccionada junto a las dimensiones de la misma (Figura 5.1.2.1.a).

Tabla 5.1.2.1.a: Características de celda de carga.

| | |
|-------------------------------------|---------------------------|
| Voltaje de operación | 3 V – 12 V DC |
| Capacidad máxima de medida | 1 kg |
| Repetibilidad | 0,03 % FS |
| Efecto de la temperatura en salida | 0,01% F.S / ° C |
| Efecto de la temperatura sobre cero | 0,05% F.S / ° C |
| Resistencia de aislamiento | ≥ 1000 MΩ |
| Sobrecarga segura | 150 % FS |
| Sobrecarga máxima | 200 % FS |
| Rango de temperatura de operación | -20 °C ~ 60 °C |
| Material | Aleación de aluminio |
| Grado de protección | IP65 |
| Dimensiones | 80 mm x 12,7 mm x 12,7 mm |

Figura 5.1.2.1.a: Dimensiones de la celda de carga.



5.1.2.2 Amplificador conversor A/D

La señal eléctrica generada por la celda de carga es del orden de los milivoltios, lo que resulta insuficiente para ser procesada directamente por un microcontrolador comercial. Por este motivo, se requiere un circuito de acondicionamiento que amplifique y digitalice la señal antes de su lectura.

En este proyecto se emplea el amplificador HX711, un integrado diseñado específicamente para aplicaciones de pesaje. Este dispositivo integra un amplificador de instrumentación de alta precisión y un conversor analógico-digital (ADC) de 24 bits, lo que permite una adquisición confiable y con gran resolución.

El HX711 está optimizado para leer directamente el puente de Wheatstone formado por las galgas extensométricas de la celda de carga, eliminando la necesidad de circuitos externos complejos.

Tabla 5.1.2.2: Características de HX711

| | |
|--------------------------------|---------------------------|
| Voltaje de operación | 2.7V-5V DC |
| Consumo de corriente | menor a 10mA |
| Voltaje de entrada diferencial | ±40mV |
| Resolución conversión A/D | 24 bit (16777216 cuentas) |
| Frecuencia de lectura | 80 Hz |
| Dimensiones | 38*21*10 mm |
| Peso | 3 gramos |

5.1.2.3 Microcontrolador

Está diseñado para gestionar tareas específicas dentro de un sistema integrado sin necesidad de un sistema operativo complejo.

Estos circuitos integrados compactos contienen un núcleo (o núcleos) de procesador, una memoria de acceso aleatorio (RAM) y una memoria de sólo lectura programable y borrrable eléctricamente para almacenar los programas personalizados que se ejecutan en el microcontrolador, incluso cuando la unidad está desconectada de una fuente de alimentación.

A diferencia de los microprocesadores de propósito general, los microcontroladores integran procesamiento, memoria y periféricos de entrada/salida, incluidos temporizadores, contadores y convertidores analógico-digitales, en una unidad autónoma eficiente y rentable. Al integrar varios componentes en un único sistema, los microcontroladores son adecuados para aplicaciones que necesitan procesamiento de señales en tiempo real, como el control de motores y servos e interactuar con diversos tipos de sensores y comunicaciones.

Para este proyecto se evaluaron distintos microcontroladores con sus respectivas características a fin de seleccionar el más adecuado.

- **ESP32 NODEMCU-32S:** Es un microcontrolador de alto rendimiento desarrollado por Espressif Systems. Integra conectividad Wi-Fi y Bluetooth, lo que lo convierte en una solución ideal para aplicaciones de Internet de las Cosas (IoT). Está basado en un procesador Xtensa LX6 de 32 bits, disponible en versiones de uno o dos núcleos, operando hasta 240 MHz.

- **Arduino UNO:** Es una placa de desarrollo basada en el microprocesador ATmega328P, diseñada para facilitar la creación de prototipos electrónicos. Es ampliamente utilizada en educación, proyectos de aficionados y desarrollos profesionales debido a su simplicidad y versatilidad.

Ambos dispositivos presentan ventajas en términos de disponibilidad y soporte, pero difieren significativamente en su arquitectura, prestaciones y capacidad de comunicación. Se realizó una comparación de sus características más relevantes para este proyecto, sintetizadas en la Tabla 5.1.2.3.a

Tabla 5.1.2.3.a: Tabla comparativa de las características de los microcontroladores de Esp32 y Arduino UNO.

| Característica | ESP32 NODEMCU-32S | Arduino UNO |
|-----------------------------|-------------------------------------|-----------------------------|
| Procesador | Xtensa LX6 (32 bits, hasta 240 MHz) | ATmega328P (8 bits, 16 MHz) |
| Memoria RAM | 520 KB | 2KB |
| Almacenamiento Interno | 4 MB | 32 KB |
| Conectividad Inalámbrica | Wi-Fi y Bluetooth integrados | No |
| Consumo energético | Optimizable | Medio - Alto |
| Capacidad de exportar datos | Alta | Limitada |
| Precio | 6 - 10 USD | 8 - 10 USD |

Tras el análisis de la Tabla 5.1.2.3, se optó por avanzar con la utilización del ESP32 como microcontrolador principal. La decisión se fundamenta en que este dispositivo integra de manera nativa conectividad Wi-Fi y Bluetooth, condición indispensable para cumplir con el objetivo de transmitir los datos en tiempo real hacia una plataforma externa. Asimismo, el ESP32 ofrece mayor capacidad de memoria RAM, mayor almacenamiento interno, y una mejor capacidad de exportación de datos en comparación con el Arduino UNO. A estas ventajas se suma su eficiencia energética y su costo competitivo, lo que lo convierte en la opción más adecuada y robusta para el desarrollo del presente proyecto.

5.1.3 Estimación de errores

Con el objetivo de comparar las distintas alternativas de medición, se calcularon los errores absolutos y los errores relativos porcentuales correspondientes a cada una de ellas. Para realizar esta comparación, se determinó una condición límite, es decir, aquella en la cual el error máximo se alcanza tanto en la medición de masa, como en la de caudal y volumen, en una micción real y factible. De este modo, se adoptó un criterio conservador para el análisis. El caso base correspondiente a dicha condición límite se estableció con los siguientes parámetros:

- Volumen: 750 [mL] (737,1 [g]) - Valor de volumen máximo miccionado
- Tiempo: 20 [s] - Valor promedio de una micción
- Caudal: 37,5 [mL/s] - Caudal resultante

Los fabricantes proporcionan especificaciones que inciden directamente en el error total de medición. A continuación, se detallan los principales factores de error, con sus respectivos cálculos bajo un criterio conservador:

- Repetibilidad

$$E_r = 0,03\% \cdot FS = 0,03\% \cdot 1000 \text{ g} = 0,3 \text{ g}$$

Se especifican dos errores por diferencias de temperatura ambiente al momento de medición con respecto a la temperatura a la que se calibró la celda. La calibración del

dispositivo se realizará a 20°C, y se asume que los valores límites de temperatura ambiente encontrados en un baño promedio pueden llegar de los 5°C a los 35°C.

Por lo que el $\Delta T = 15^\circ\text{C}$.

- Efecto de la temperatura en la salida

$$E_{t1} = 0,01\% \cdot FS \cdot \Delta T = 0,01\% \cdot 1000 \text{ g} \cdot 15^\circ\text{C} = 1,5 \text{ g}$$

- Efecto de la temperatura sobre el cero

$$E_{t2} = 0,05\% \cdot FS \cdot \Delta T = 0,05\% \cdot 1000 \text{ g} \cdot 15^\circ\text{C} = 7,5 \text{ g}$$

Además, en este método de medición se utiliza un amplificador y convertor analógico digital de 24 bits, el HX711. El fabricante de este informa que tiene un error debido al ruido del 0,04%. Este se aplica a

- Error de amplificador

$$E_{amp} = 0,04\% \cdot 737,1 \text{ g} = 0,3 \text{ g}$$

Error límite Celda de Carga

Tomando un criterio pesimista, se toma el aporte del valor absoluto de todos los errores introducidos anteriormente:

$$E_{lim} = 0,3 + 1,5 + 7,5 + 0,3 = \pm 9,6 \text{ g}$$

Error límite de volumen

Dado que el objetivo del estudio médico es obtener el volumen miccional y el caudal volumétrico, el valor de masa debe convertirse a volumen mediante la densidad de la orina. Esta densidad puede variar entre individuos, lo cual introduce un nuevo error en la medición.

Se adopta un valor promedio de densidad con su correspondiente error:

$$\rho = 1,0175 \pm 0,0125 \text{ [g/mL]}$$

Aplicando la propagación de errores en la ecuación del volumen:

$$V = \frac{\text{masa}}{\text{densidad}} = \frac{m}{\rho} \text{ [g/ml]}$$

$$\pm E_{vol} = \pm \left[\frac{\partial(\frac{m}{\rho})}{\partial m} \right] \cdot E_m + \left[\frac{\partial(\frac{m}{\rho})}{\partial \rho} \right] \cdot E_\rho = \pm \left(\frac{E_m}{\rho} + \frac{m \cdot E_\rho}{\rho^2} \right) = \pm \left(\frac{9,6}{1,0175} + \frac{737,1 \cdot 0,0125}{1,0175^2} \right) = \pm 18,3 \text{ [ml]}$$

Error relativo porcentual

Además se determina el error relativo porcentual del volumen.

$$e_{r\%} = \frac{18,3 \text{ [mL]}}{750 \text{ [mL]}} * 100 = 2,44\%$$

5.1.4 Ventajas

El método de medición por peso presenta como principal ventaja su simplicidad conceptual y técnica. Esto facilita tanto la implementación del sistema como la interpretación de los resultados clínicos. Al no requerir contacto directo de sensores con la orina, se reduce la probabilidad de deterioro de los componentes por acción de agentes corrosivos o biológicos.

Asimismo, el empleo de celdas de carga y amplificadores específicos como el HX711 garantiza una alta precisión y estabilidad en la medición. Otra ventaja relevante es que se trata de un método ampliamente validado en la literatura y en dispositivos comerciales, lo que respalda su fiabilidad y facilita la comparación con estudios clínicos previos. Finalmente, se destaca su costo relativamente bajo, ya que los componentes principales son de amplia disponibilidad en el mercado electrónico.

5.1.5 Limitaciones

A pesar de sus beneficios, este método presenta limitaciones. En primer lugar, requiere que la orina sea recolectada en un recipiente intermedio, lo que genera una necesidad posterior de higienización y manipulación del fluido, reduciendo la comodidad del paciente en un contexto domiciliario. La acumulación progresiva de líquido implica que el recipiente debe estar correctamente dimensionado para evitar desbordes y asegurar la linealidad en la respuesta de la celda de carga. Asimismo, el sistema depende de la calibración de la celda y del amplificador, ya que desviaciones en el cero o cambios en la sensibilidad pueden introducir errores.

5.1.6 Consideraciones de implementación

En la medición por peso es importante que el recipiente colector sea de fácil transporte y manipulación, permitiendo vaciar y limpiar el sistema de manera sencilla entre pruebas. También debe tener la capacidad suficiente para contener el volumen esperado de orina sin riesgo de desbordes. Por otro lado, es necesario asegurar que el recipiente se coloque siempre en la misma posición sobre la celda de carga, evitando desplazamientos que puedan

alterar la distribución del peso y afectar la medición. Finalmente, el sistema requiere una calibración inicial con masas de referencia, lo que permite garantizar la exactitud del registro en cada sesión de uso.

5.2 Medición por caudal.

5.2.1 Principio de funcionamiento

La medición por caudal se basa en el uso de caudalímetros, dispositivos diseñados para cuantificar el volumen de fluido que atraviesa un conducto o recipiente en función del tiempo. Estos equipos convierten la variable física del caudal en una señal eléctrica o digital que puede registrarse y analizarse. En términos generales, el principio de funcionamiento consiste en detectar el paso del líquido mediante un mecanismo de transducción y transformar esa información en una magnitud eléctrica proporcional al caudal instantáneo.

En el marco de la flujometría, existen diversos principios para la medición de caudal, entre ellos los basados en diferenciales de presión. Este tipo de caudalímetro mide la caída de presión generada cuando el fluido atraviesa un orificio, diafragma o tubo calibrado, y a partir de dicha diferencia se estima el caudal volumétrico. Sin embargo, a pesar de su amplia aplicación en entornos industriales, estos métodos presentan ciertas limitaciones en el ámbito médico: requieren calibraciones frecuentes, poseen una mayor complejidad mecánica y no resultan adecuados para un diseño de bajo costo como el que se plantea en este proyecto.

Por estas razones, se optó por focalizar el análisis en dos tipos de caudalímetros con mayor aplicabilidad práctica: electromagnéticos basados en efecto Hall y ultrasónicos.

- **Caudalímetro electromagnético (efecto Hall)**

El caudalímetro por efecto Hall con rotor, funciona haciendo girar una hélice con el paso del líquido. Un imán en el rotor pasa frente al sensor Hall en cada giro y genera pulsos eléctricos digitales. La frecuencia de estos pulsos es proporcional al caudal, lo que permite calcular tanto el flujo instantáneo como el volumen total descargado. Su ventaja principal es bajo costo y la facilidad de integración electrónica, lo que lo convierte en el método más utilizado en caudalímetros compactos.

- **Caudalímetro ultrasónico**

El medidor ultrasónico determina el caudal midiendo el tiempo que tarda un pulso de ultrasonido, una onda sonora de muy alta frecuencia (por encima de 20 kHz) emitida durante un intervalo muy breve de tiempo, en atravesar el líquido. Se colocan dos transductores en ángulo opuesto: cuando el ultrasonido viaja a favor de la corriente lo hace más rápido, y cuando lo hace en contra tarda más. La diferencia de tiempos es proporcional a la velocidad del flujo y, con la sección del conducto conocida, se calcula el caudal.

Estos caudalímetros destacan por no tener partes móviles, lo que reduce el desgaste mecánico y facilita la limpieza, aunque suelen ser más costosos y requieren

condiciones hidráulicas controladas (tuberías llenas, ausencia de burbujas o partículas).

Finalmente, dentro de las alternativas analizadas, se seleccionó el caudalímetro de efecto Hall por su relación costo-beneficio favorable, su facilidad de integración con microcontroladores y la posibilidad de obtener mediciones confiables mediante un sistema económico y de bajo mantenimiento.

5.2.2 Componentes necesarios

5.2.2.1 Sensor de efecto Hall

Para el presente prototipo se seleccionó el caudalímetro YF-S401, este es un sensor de efecto Hall diseñado para medir caudales de líquido en el rango aproximado de 0,3 a 6 L/min, lo que lo hace adecuado para aplicaciones de bajo caudal y de bajo costo. Su funcionamiento se basa en un rotor interno con un pequeño imán que, al girar con el paso del líquido, genera pulsos eléctricos detectados por el sensor de efecto Hall integrado.

El dispositivo no cuenta con un sistema de acondicionamiento interno, por lo que requiere ser conectado a un microcontrolador (como Arduino o ESP32) que interprete los pulsos. Debido a su salida digital directa y bajo consumo de energía, resulta un sensor económico, accesible y fácil de implementar en sistemas de medición como el que se plantea en este trabajo.

Tabla 5.1.2.2: Características de Yf-s401

| | |
|--|--------------------------------|
| Diámetro interno | 1.5 mm |
| Conexión externa | 1/4" |
| Rango de temperatura de funcionamiento | -25 a +80 grados Celsius |
| Presión máxima permitida | 1.75 MPa |
| Rango de humedad de trabajo | 35% RH a 90% RH (sin escarcha) |
| Temperatura de uso recomendada | 8 a 80 grados Celsius |
| Capacidad de carga | 10 mA (DC 5V) |
| Corriente máxima de trabajo | 15 mA (DC 5V) |
| Voltaje mínimo de operación | DC 4.5V a 24V |
| Dimensiones | 5.7 cm x 4 cm (2.24" x 1.57") |

5.2.2.2 Microcontrolador

Para el procesamiento y lectura de la señal digital proveniente del caudalímetro, se opta por la utilización del NodeMCU ESP32-S, tal como se describe en la sección 5.1.2.3.

5.2.3 Estimación de errores

En este caso, el fabricante proporciona únicamente un dato de precisión expresado como un porcentaje.

Error límite Caudalímetro

Tomando como referencia un caudal tipo de 37,5 [mL/s] el error límite de caudal será:

$$E_{lim} = 5\% \cdot 37,5 = 1,875 \text{ [mL/s]}$$

Error de volumen

En este caso, para poder determinar el error del volumen se utiliza la ecuación del volumen conociendo el caudal y el tiempo:

$$V = Q_v \cdot t$$

Teniendo en cuenta que el error en el tiempo es el error dado por la toma de tiempo del microcontrolador ESP32, el cual corresponde a 35ppm.

$$E_t = 0,0035\% \cdot t = \frac{0,0035}{100} \cdot 20 = 0,0007 \text{ [s]}$$

Realizando propagación del error:

$$E_v = \pm \left[\frac{\partial(Q_v \cdot t)}{\partial t} \right] \cdot E_t + \left[\frac{\partial(Q_v \cdot t)}{\partial Q_v} \right] \cdot E_{Q_v} = \pm (Q_v \cdot E_t + t \cdot E_{Q_v}) = 37,5 \cdot 0,0007 + 20 \cdot 1,875 =$$

$$E_v = \pm 37,5 \text{ [mL]}$$

Error relativo porcentual

$$e\% = \frac{37,5[mL]}{750[mL]} \cdot 100 = 5\%$$

5.2.4 Ventajas

El uso de caudalímetros basados en el efecto Hall presenta diversas ventajas en comparación con otros métodos de medición de flujo. Una de las más importantes es que la medición no requiere la acumulación de la orina en la micción, permitiendo que la orina sea evacuada directamente a través del sensor, sin necesidad de recolectarla en un recipiente. Esto elimina la etapa posterior de descartar la orina e higienizar el contenedor, simplificando

significativamente el procedimiento y mejorando la comodidad del paciente. Además, se trata de una tecnología económica y accesible, ampliamente disponible en el mercado y compatible con microcontroladores de bajo costo como el ESP32.

5.2.5 Limitaciones

Si bien el uso de caudalímetros ofrece numerosas ventajas, también presenta ciertas limitaciones que deben considerarse. En primer lugar, la exactitud de la medición depende de la calibración experimental del sensor, ya que es necesario establecer un factor de conversión entre la cantidad de pulsos generados y el caudal real. Este procedimiento requiere pruebas controladas y puede variar según el diseño del sensor o las condiciones del montaje. Asimismo, debido a que se trata de un dispositivo con un rotor en contacto con el fluido, existe un desgaste mecánico progresivo que podría afectar la estabilidad de las lecturas a lo largo del tiempo.

5.2.6 Consideraciones de implementación

Para garantizar el correcto funcionamiento de un caudalímetro basado en efecto Hall es necesario tener en cuenta algunos aspectos prácticos. La instalación debe realizarse de manera que se reduzcan al mínimo las turbulencias, por lo que se recomienda evitar codos o variaciones bruscas en la trayectoria del flujo antes de la entrada al sensor. El montaje en posición horizontal suele ofrecer mayor estabilidad en la lectura. Asimismo, es imprescindible realizar una calibración inicial mediante pruebas controladas, con el fin de establecer con precisión la relación entre los pulsos generados por el sensor y el caudal real.

En lo referido al procesamiento de la señal, se requiere un microcontrolador con capacidad de conteo rápido de pulsos, como el ESP32.

5.3 Medición por volumen.

5.3.1 Principio de funcionamiento

El método de medición por volumen consiste en recolectar la orina en un recipiente con dimensiones internas conocidas y registrar la altura alcanzada por la columna de líquido en función del tiempo. A partir de esta variable se puede calcular tanto el caudal volumétrico instantáneo como el volumen total miccionado, empleando relaciones geométricas.

El sistema se implementa con el mismo microcontrolador seleccionado para la propuesta de medición por peso y caudalímetro, aunque en este caso se incorpora un sensor de nivel capaz de detectar variaciones en la altura del fluido con la precisión necesaria. De esta manera, la señal del sensor es procesada digitalmente para convertir la variación de nivel en una medida confiable de volumen y caudal.

5.3.2 Componentes necesarios

5.3.2.1 Sensor de nivel

Para la determinación de la altura de la columna de líquido se propone la utilización del sensor ultrasónico HC-SR04-ETC. Este dispositivo opera mediante la emisión de una señal ultrasónica de 40 kHz en forma de ráfagas, iniciando al mismo tiempo un temporizador interno. La onda emitida se propaga a través del aire, impacta contra la superficie del líquido

y regresa al receptor del sensor. A partir del tiempo transcurrido entre la emisión y la recepción del pulso, el dispositivo calcula la distancia empleando la velocidad de propagación del sonido en el aire (aproximadamente 340 m/s).

El sensor puede realizar mediciones con una frecuencia de hasta una cada 50 μ s, aunque para garantizar mayor estabilidad en los datos se recomienda un intervalo mínimo de 20–50 ms entre lecturas consecutivas.

Tabla 5.3.2.1.a: Características del HC-SR04-ETC

| | |
|---------------------------------------|----------------------------|
| Voltaje de operación | 5V |
| Corriente de trabajo | 15mA |
| Corriente de reposo | <2mA |
| Rango de medición | 2cm a 240cm |
| Precisión | ± 3 mm |
| Ángulo de apertura | 15° |
| Tiempo de espera mínimo entre medidas | 20 ms (50 ms recomendable) |

5.3.2.2 Microcontrolador

El procesamiento de los datos obtenidos se realiza con el ESP32-S de NodeMCU, previamente descrito en la sección 5.1.2.3. Este microcontrolador interpreta la señal de distancia entregada por el sensor ultrasónico y la convierte en una estimación de nivel, la cual se transforma posteriormente en volumen y caudal.

5.3.3 Estimación de errores

El sensor ultrasónico HC-SR04-ETC presenta, según el fabricante, una precisión nominal de ± 3 mm en la medición de distancia. Para transformar este error de nivel en un error de volumen es necesario definir previamente las dimensiones geométricas del recipiente colector.

Con el fin de maximizar la sensibilidad de la medición de nivel frente a pequeños cambios de volumen, se propone utilizar un recipiente de área transversal reducida, de manera que incluso pequeñas cantidades de líquido produzcan variaciones detectables en la altura. No obstante, el diseño debe asegurar que el recipiente no se desborde durante una micción completa y que sus dimensiones sean compatibles con un inodoro doméstico estándar.

Se estima un volumen útil de aproximadamente 750 ml, valor que excede el volumen miccional máximo de una persona promedio. Considerando restricciones geométricas, la altura máxima disponible dentro de un inodoro se aproxima a 100 mm útiles, lo que conduce a un área transversal de:

$$A_{\text{área}} = \frac{V_{\text{volumen}}}{h_{\text{altura}}} = \frac{750000 [\text{mm}^3]}{100 [\text{mm}]} = 7500 [\text{mm}^2]$$

Suponiendo un recipiente cilíndrico, el diámetro requerido resulta:

$$D_{\text{diámetro}} = \sqrt{\frac{4 \cdot A}{\pi}} = \sqrt{\frac{4 \cdot 7500}{\pi}} = 97,7 [\text{mm}] \approx 10 [\text{cm}]$$

De este modo, para este caso se considera un recipiente con un área de diámetro 100 mm y una altura útil de 100 mm, lo que define un volumen total de alrededor de 785 mL. Para obtener el nivel de referencia de 750 mL, se debe medir a una altura de 95,5 mm.

El recipiente es producido con impresión 3D, dando un error de dimensiones de $\pm 0,2$ mm. Según el fabricante, el sensor de nivel presenta un error absoluto de ± 3 mm en la medición de altura.

Error límite Sensor de Nivel

Se debe determinar el error límite de volumen, siendo la ecuación de Volumen:

$$V = \text{Área} \cdot \text{Altura} = \pi \cdot \frac{D^2}{4} \cdot h$$

Haciendo propagación del error:

$$E_{vol} = \pm \left(\left[\frac{\partial(V)}{\partial D} \right] \cdot E_D + \left[\frac{\partial(V)}{\partial h} \right] \cdot E_h \right) =$$

$$E_{vol} = \pm \left(0,5\pi \cdot D \cdot h \cdot E_D + \pi \cdot \frac{D^2}{4} \cdot E_h \right) = \left(0,5\pi \cdot 100 \cdot 95,5 \cdot 0,2 + \pi \cdot \frac{100^2}{4} \cdot 3 \right) =$$

$$E_{vol} = \pm 26562,2 [mm^3] = \pm 26,5 [mL]$$

Se puede observar que, a medida que disminuye el diámetro de la base y aumenta la altura del recipiente, el error asociado a la medición se reduce. No obstante, dado que las dimensiones geométricas del recipiente se encuentran condicionadas por las dimensiones de un inodoro comercial estándar, el diseño adoptado representa la configuración más óptima posible dentro de dichas restricciones.

Error relativo porcentual

$$e_{r\%} = \frac{26,5ml}{750ml} \cdot 100 = 3,53\%$$

5.3.4 Ventajas

El método de medición por volumen se caracteriza por su bajo costo de implementación, ya que el sensor ultrasónico HC-SR04 es un dispositivo de muy fácil acceso en el mercado y su integración con microcontroladores resulta sencilla gracias a su programación básica.

Otra ventaja importante es que el sensor no entra en contacto con el fluido, lo que evita problemas de degradación, corrosión o contaminación. A su vez, al no incluir partes móviles, se reduce el riesgo de fallas por desgaste mecánico y no requiere procesos de calibración previos, simplificando la puesta en marcha del sistema.

5.3.5 Limitaciones

En comparación con el método de medición por peso, este sistema presenta una menor exactitud, ya que la precisión del sensor ultrasónico no alcanza los mismos niveles que una celda de carga.

Además, por la naturaleza del principio de funcionamiento, el sensor debe colocarse en la parte superior y centrado respecto al recipiente, lo que complica la posibilidad de diseñar un dispositivo ergonómico y con una superficie amplia y cómoda para el proceso de medición.

Por último, la sensibilidad de la medición depende directamente del área transversal del recipiente. Para lograr una sensibilidad adecuada se requiere un área reducida, lo que obliga

a un diseño más alto y con dimensiones ajustadas al espacio disponible en un inodoro domiciliario estándar, lo que representa una restricción significativa.

5.3.6 Consideraciones de implementación

En la implementación práctica del método se deben contemplar varios aspectos. En primer lugar, el posicionamiento estable del sensor ultrasónico es crítico: debe montarse de forma centrada y perpendicular a la superficie del líquido para evitar lecturas erróneas.

El recipiente debe ser diseñado con un equilibrio entre área transversal y altura, de manera que se logre una sensibilidad suficiente sin comprometer la compatibilidad con el espacio físico del inodoro.

En cuanto al software, es recomendable aplicar filtros digitales o promedios móviles para reducir el impacto de mediciones espurias propias de sensores ultrasónicos. Asimismo, se debe prever un margen de seguridad en la altura útil del recipiente, con el fin de evitar desbordes en micciones de gran volumen.

Por último, dado su uso domiciliario, el sistema debe garantizar facilidad de montaje y limpieza, procurando que el usuario pueda manipularlo de manera segura y sin necesidad de ajustes complejos.

5.4 Medición por sonido.

5.4.1 Principio de funcionamiento

La uroflujometría basada en sonido es una técnica desarrollada para evaluar la función del tracto urinario inferior utilizando únicamente las ondas acústicas generadas durante la micción. Esta metodología se presenta como una alternativa práctica frente a los medidores de flujo convencionales, ya que no requiere instalaciones clínicas específicas.

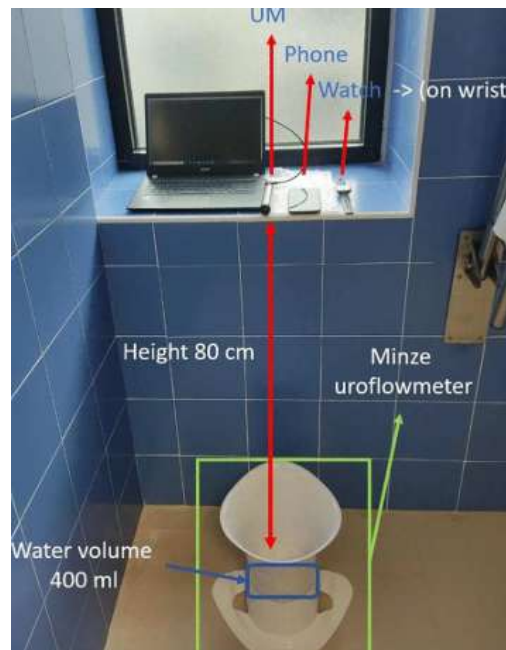
Durante la micción, la orina al caer en el agua del inodoro genera sonidos que contienen información sobre el flujo y el volumen de la orina. El análisis de estas señales acústicas permite estimar parámetros clínicos relevantes, como el flujo máximo, el volumen total evacuado y la duración de la micción, con un grado de exactitud y precisión aceptable para el monitoreo domiciliario o estudios a gran escala.

Este método consiste en efectuar la micción en un recipiente que contenga un volumen previo de líquido, como puede ser una cubeta, asegurando un mínimo de 400 ml de agua en el fondo. De esta manera, se garantiza que el sonido generado por la micción se produzca contra la superficie del agua, simulando las condiciones reales de un inodoro. El paciente recibe la instrucción de dirigir el chorro urinario hacia el agua con la mayor precisión posible durante toda la micción. Para el registro del sonido se pueden emplear distintos dispositivos de grabación, tales como un micrófono de alta calidad, el micrófono integrado de un teléfono celular o el micrófono incorporado en un reloj inteligente.

Durante el procedimiento, los dispositivos de grabación se colocan frente al paciente, a una altura de aproximadamente 80 cm sobre el nivel del agua del recipiente, lo cual corresponde a la altura promedio de la cisterna de un inodoro. En el caso de que la grabación se realice con un reloj inteligente, este debe ubicarse en la muñeca del paciente con el micrófono orientado hacia el recipiente para captar de forma adecuada el sonido.

En la Figura 5.4.1.a se presenta la disposición tanto del recipiente como de los distintos dispositivos de grabación utilizados en la realización de una prueba con el método mencionado.

Figura 5.4.1.a: Escenario de recolección de datos de laboratorio. [Alvarez, M. L., Arjona, L., Bahillo, A., & Bernardo-Seisdedos, G. (2025)]



Durante la micción, en concreto cuando el chorro de orina impacta sobre la superficie de agua, genera una onda de sonido que se propaga hasta ser captada por el dispositivo de grabación. Esta señal original contiene mucha información útil, pero también incluye

oscilaciones rápidas, ruidos externos y variaciones que no aportan a la estimación del flujo. Por eso, el primer paso es acondicionar la señal sonora: se filtra para eliminar ruido de fondo, se elimina lo que no esté en el rango relevante de frecuencias, y se ajusta su nivel para que diferentes grabaciones sean comparables.

Una vez limpia la señal, se transforma de tal manera que pueda relacionarse con el flujo urinario. Para ello, la grabación se divide en trozos breves de tiempo, llamados segmentos.

El paso fundamental consiste en la extracción de características representativas de cada segmento de señal acústica. Para ello, se emplea la Transformada de Fourier, que posibilita la descomposición de la señal en el dominio de la frecuencia, permitiendo cuantificar la distribución espectral de energía en rangos bajos, medios y altos.

En el estudio titulado “Flow prediction in sound-based uroflowmetry”, desarrollado por Álvarez, M.L., Arjona, L. y Jojoa-Acosta, en el marco de la investigación sobre esta tecnología, se divide el rango de frecuencias de cada segmento en intervalos equidistantes (bins), por ejemplo 20 intervalos. Se suma la amplitud de las frecuencias en cada uno de los 20 intervalos para obtener un valor total por sección. El resultado es un vector de 20 descriptores que muestra cuánta energía sonora hay en cada parte del espectro para ese segmento de audio.

Luego, esos vectores de características de los distintos segmentos se usan para entrenar un modelo de regresión (aprendizaje automático supervisado). Estos modelos aprenden cómo los vectores de características de sonido se relacionan con medidas reales del flujo urinario

tomadas con un uroflujómetro clínico (el referente) durante los mismos instantes. Con el modelo entrenado, uno puede tomar una grabación nueva de sonido, dividirla en los mismos segmentos, extraer las mismas características, y el modelo devolverá para cada segmento una estimación de flujo. Finalmente, al unir esas estimaciones segmentadas en el orden temporal se construye una curva estimada de flujo vs tiempo, muy similar a la que se obtiene con un dispositivo estándar.

5.4.2 Componentes necesarios

El sistema de uroflujometría por sonido requiere principalmente tres componentes: el dispositivo de captura acústica, el medio de impacto de la orina y la plataforma de procesamiento de señales.

Los dispositivos de captura pueden incluir micrófonos de alta fidelidad, teléfonos inteligentes o relojes inteligentes, siempre que tengan capacidad para registrar el rango de frecuencias relevantes generados durante la micción.

El medio de impacto consiste en un recipiente con una cantidad mínima de agua que permita la generación de ondas sonoras representativas, simulando las condiciones de un inodoro.

Finalmente, se requiere un sistema de procesamiento de señal que permita el acondicionamiento del audio, la extracción de característica, y un modelo de aprendizaje automático entrenado para predecir el flujo urinario a partir de dichas características.

5.4.3 Estimación de errores

Segun el estudio titulado “Flow prediction in sound-based uroflowmetry”, desarrollado por Álvarez, M.L., Arjona, L. y Jojoa-Acosta, la estimación de errores en la uroflujometría basada en sonido se realiza evaluando la discrepancia entre los flujos predichos por el modelo y los valores medidos con un dispositivo de referencia. Los errores se cuantifican generalmente mediante métricas como el Mean Absolute Error (MAE), que calcula el promedio de las diferencias absolutas entre las predicciones y las mediciones reales, y el Coeficiente de concordancia de Lin, que mide la concordancia entre las curvas estimadas y las reales. Factores que influyen en la magnitud del error incluyen la calidad del micrófono, la distancia y orientación del dispositivo con respecto al chorro de orina, la cantidad de agua en el recipiente, así como el ruido ambiental. Estudios recientes reportan errores promedio de flujo de aproximadamente 2,6 a 2,9 ml/s, lo que evidencia un nivel de exactitud suficiente para aplicaciones clínicas preliminares.

Error límite de Volumen

$$E_v = 2,9 [mL]$$

Error relativo porcentual

$$e\% = \frac{2,9}{750} = 0,3\%$$

5.4.4 Ventajas

El método de uroflujometría basado en sonido presenta como principal ventaja su accesibilidad, dado que puede implementarse mediante dispositivos de uso cotidiano como teléfonos inteligentes o relojes inteligentes, sin necesidad de equipamiento especializado. Además, se trata de una técnica portátil y escalable, lo que permite realizar múltiples mediciones en distintos contextos sin requerir infraestructura compleja. A esto se suma que, gracias a la segmentación de la señal de audio y su posterior análisis mediante algoritmos de aprendizaje automático, es posible obtener una precisión clínica adecuada.

5.4.5 Limitaciones

A pesar de sus ventajas, este método presenta limitaciones importantes. Una de ellas es su sensibilidad al ruido ambiental, ya que la presencia de sonidos externos, vibraciones o ecos puede afectar la calidad de la señal y comprometer la precisión de las predicciones. También influye la variabilidad en la posición del micrófono, dado que cambios en la orientación o en la distancia respecto al chorro de orina pueden introducir errores sistemáticos en la medición. Asimismo, la técnica depende de la existencia de un modelo de regresión previamente entrenado, lo cual representa una dificultad práctica para su implementación en entornos sin infraestructura de análisis de datos. Finalmente, existen limitaciones en flujos extremos, ya que caudales muy bajos o patrones irregulares generan señales acústicas débiles o discontinuas, reduciendo la confiabilidad de las estimaciones.

5.4.6 Consideraciones de implementación

Para la implementación efectiva de la uroflujometría por sonido, es fundamental garantizar la estandarización de las condiciones de grabación, incluyendo la altura y posición del micrófono, el volumen de agua en el recipiente y la reducción de ruido ambiental. Es recomendable utilizar algoritmos de filtrado y segmentación de la señal que minimicen interferencias y aseguren consistencia temporal en la extracción de características. El modelo de aprendizaje automático debe ser entrenado con datos representativos de diferentes usuarios y dispositivos para garantizar robustez y generalización. Finalmente, se sugiere validar los resultados mediante comparación con mediciones de flujo de referencia, asegurando que la curva estimada cumpla con criterios clínicos de precisión y reproducibilidad antes de su aplicación en contextos diagnósticos o de seguimiento clínico.

5.5 Comparación entre métodos.

En términos de precisión, el método de medición por peso es el más confiable, alcanzando errores del orden del $\pm 2,44$ % gracias al uso de celdas de carga y amplificación digital. Esto lo convierte en un estándar ampliamente validado en dispositivos clínicos. El caudalímetro por efecto Hall también ofrece una precisión aceptable, en el orden del ± 5 %, suficiente para obtener curvas de flujo representativas en un contexto domiciliario. Por otro lado, el método basado en medición de volumen muestra una exactitud de $\pm 3,5$ % y dependiente de la geometría del recipiente, mientras que la medición por sonido, aunque ha mostrado resultados prometedores en investigaciones, presenta variabilidad importante según las condiciones de grabación y el entorno acústico.

Respecto a la comodidad del paciente, el caudalímetro por efecto Hall es la opción más práctica, ya que la orina se evacúa directamente a través del sensor durante la micción, sin necesidad de recipientes intermedios ni de procedimientos posteriores de vaciado o limpieza. El método por sonido podría considerarse también muy cómodo, dado que solo requiere un dispositivo de grabación como un teléfono o un reloj inteligente; sin embargo, su comodidad se ve reducida por la necesidad de mantener una posición estandarizada del micrófono y por la precisión que debe tener el usuario al dirigir el chorro, lo que lo hace menos práctico que el caudalímetro aunque aún competitivo en este aspecto. En cambio, los métodos de peso y volumen resultan claramente menos prácticos, ya que ambos requieren la colocación de un recipiente en el inodoro y la posterior eliminación e higienización de la orina recolectada, lo que implica una mayor incomodidad para el usuario en un entorno domiciliario.

En cuanto a la complejidad de implementación, el método por masa resulta ser el más sencillo. Su funcionamiento se basa en componentes simples y ampliamente validados lo que permite un diseño electrónico directo y a la vez un dispositivo de uso intuitivo para el paciente. De forma similar, el caudalímetro por efecto Hall también presenta una implementación práctica, su integración es simple y el diseño final resulta igualmente accesible para el usuario. En contraste, el método por volumen presenta serias dificultades: la precisión de la medición depende fuertemente de la geometría del recipiente, el sensor ultrasónico debe colocarse en posición vertical apuntando hacia abajo, lo que complica el diseño mecánico y, tras los cálculos realizados, se determinó que para mantener un error aceptable el recipiente debería ser pequeño, pero con ello no alcanza a contener el volumen

mínimo necesario de orina, ya que la altura del recipiente está limitada por las dimensiones de un inodoro comercial, lo que llevó a desestimar esta alternativa. Finalmente, el método por sonido es el más complejo, ya que requiere acondicionamiento de señales, segmentación, extracción de características en el dominio de la frecuencia y el desarrollo de modelos de regresión mediante aprendizaje automático, aspectos que exceden los alcances y objetivos del presente trabajo.

En el análisis de costos de cada método se consideraron exclusivamente los dispositivos electrónicos y sensores necesarios para su funcionamiento, sin incluir gastos asociados a la fabricación, montaje o mano de obra.

En el caso de la medición por peso, los componentes principales son el microcontrolador ESP32 NODEMCU-32S, que tiene un costo de USD\$ 11,85 y el módulo amplificador HX711 con la celda de carga tiene un costo de USD\$3,5.

En el método basado en caudalímetro con sensor de efecto Hall, el componente central es el caudalímetro YF-S401, que presenta un costo de USD\$5,3, además del microcontrolador ESP32 NODEMCU-32S que también es requerido para esta propuesta.

El método de medición por volumen, en cambio, requiere la utilización de un sensor ultrasónico (HC-SR04-ETC) de un costo de USD\$ 2,85. Además del microcontrolador que también es requerido para esta propuesta.

Finalmente, el método de medición por sonido no contempla costos asociados a sensores, procesadores ni módulos electrónicos adicionales, ya que se propone el aprovechamiento

de dispositivos que el propio paciente ya posee, como teléfonos inteligentes o micrófonos externos de uso cotidiano.

Tabla 5.5.a: Comparación entre métodos.

| Método | e% 750 [mL] | Costos | Comodidad del paciente | Complejidad de implementación |
|----------------|----------------|-------------|---------------------------|----------------------------------|
| Peso | ±2,44% | USD\$ 15,35 | Media | Baja |
| Caudal | ±5% | USD\$ 17,15 | Alta | Baja |
| Volumen | ±3,53% | USD\$ 14,7 | Media | Alta |
| Sonido | Variable | - | Media | Alta |

5.6 Método seleccionado.

Tras el análisis comparativo realizado, se seleccionaron dos métodos para continuar con el desarrollo del dispositivo: la medición por masa y la medición por caudal.

El método por masa se eligió principalmente por su alta precisión ($\pm 2,44\%$), ampliamente validada en entornos clínicos mediante el uso de celdas de carga y sistemas de amplificación digital. Además, su implementación electrónica resulta sencilla, confiable y de bajo riesgo en

términos de diseño, lo que lo convierte en una alternativa sólida para garantizar resultados representativos.

El método por caudal, en cambio, se incorporó debido a la comodidad que ofrece al paciente en un entorno domiciliario. Al permitir la medición directa del flujo sin necesidad de recipientes intermedios, reduce las tareas de manipulación y limpieza, favoreciendo la aceptación y facilidad de uso del dispositivo. Si bien su exactitud ($\pm 5\%$) es menor que la del método por masa, se considera suficiente para la obtención de curvas de flujo útiles en el contexto del estudio de uroflujometría, según el profesional consultado.

El desarrollo de estos dos enfoques, uno centrado en la precisión y otro en la usabilidad y comodidad del paciente, enriquece la presente tesis al recorrer distintos caminos que complementan la visión integral del proyecto.

6 Formas de fabricación y materiales.

En esta sección se analizan los distintos materiales plásticos y polímeros que podrían utilizarse en la fabricación del dispositivo propuesto, así como las tecnologías más viables para su producción a pequeña y mediana escala. Se consideran aspectos como: disponibilidad comercial, propiedades físico-mecánicas, facilidad de procesado, compatibilidad con líquidos biológicos y costos.

6.1 Métodos de Fabricación

6.1.1 FDM (*Fused Deposition Modelling*)

El modelado por deposición fundida (FDM, por sus siglas en inglés) es una de las tecnologías de fabricación aditiva más utilizadas actualmente, tanto en el ámbito industrial como en el prototipado funcional y doméstico. Se basa en la extrusión controlada de un filamento termoplástico que es fundido en una boquilla caliente y depositado capa por capa sobre una superficie, siguiendo trayectorias determinadas digitalmente para construir una pieza tridimensional.

El filamento sólido se alimenta mecánicamente a través de un extrusor, se funde en una zona caliente (por lo general entre 180 °C y 260 °C, según el material) y se deposita en estado semilíquido, solidificando poco después por enfriamiento. La acumulación controlada de capas permite formar geometrías complejas con buena precisión dimensional.

Entre los materiales más comunes para FDM se encuentran el PLA (ácido poliláctico), el ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), el PET-G, el nylon, y otros termoplásticos técnicos como el

policarbonato (PC). Cada uno presenta diferentes características mecánicas, térmicas y de procesamiento, lo que permite adaptar la elección del material a las necesidades específicas del proyecto.

Ventajas

- Accesibilidad económica: es una de las tecnologías de impresión 3D más asequibles, tanto en términos de adquisición de equipos como de materiales.
- Amplia disponibilidad de materiales y repuestos.
- Facilidad de uso y mantenimiento.
- Capacidad de producir geometrías personalizadas y prototipos funcionales.
- Compatibilidad con materiales biodegradables (como PLA) o resistentes (como ABS y PC).

Dificultades y limitaciones

- Resolución limitada: en comparación con otras tecnologías aditivas como SLA o SLS, el FDM presenta menor resolución superficial y precisión en detalles pequeños.
- Deformaciones (warping): algunos materiales como ABS o PC tienden a contraerse al enfriarse, lo que puede provocar deformaciones o desprendimiento de la pieza de la cama.
- Necesidad de calibración y configuración correcta de parámetros (temperatura, velocidad, retracción, etc.) para evitar errores como obstrucción de la boquilla, capas mal adheridas o desplazamientos.

- Acabado superficial rugoso: que muchas veces requiere postprocesado (lijado, pulido, sellado o pintado).

6.1.2 Moldeo por inyección de plástico

El moldeo por inyección de plástico es un proceso de fabricación ampliamente utilizado para producir piezas plásticas, desde componentes pequeños hasta grandes. Consiste en fundir gránulos termoplásticos e inyectarlos bajo presión en un molde, donde se enfrían y solidifican hasta adoptar la forma deseada. Luego, la pieza se extrae del molde y se recorta el exceso de material.

Entre los materiales más comunes utilizados se encuentran termoplásticos como polietileno (PE), polipropileno (PP), ABS, policarbonato (PC) y nylon (PA).

Existen dos tipos principales de maquinaria para moldeo por inyección: las máquinas horizontales, que son las más utilizadas por su versatilidad y capacidad para producción en serie, y las máquinas verticales, que se emplean en espacios reducidos o para aplicaciones específicas que requieren insertos o mayor precisión en el posicionamiento.

Ventajas

- Alta eficiencia y bajo costo unitario en producción masiva.
- Precisión dimensional y repetibilidad.
- Permite fabricar geometrías complejas.
- Fáciles controles de calidad, con importantes estándares (ISO 9001, ASTM).

Dificultades y Limitaciones

- El proceso requiere el diseño y fabricación de un molde matriz, lo cual implica considerar aspectos como tolerancias, canales de inyección, sistemas de enfriamiento, ángulos de desmoldeo y alturas de las cavidades. Esto se traduce en altos costos iniciales y tiempos de desarrollo prolongados.
- El diseño de la pieza debe ser cuidadosamente optimizado, priorizando espesores uniformes, ángulos adecuados de extracción y un acabado superficial apropiado, para evitar defectos durante el moldeo y facilitar la extracción sin dañar el producto.

6.2 Materiales Plásticos

6.2.1 ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*)

El ABS es un material compuesto por la mezcla de un copolímero de estireno-acrilonitrilo con un material elastomérico de polibutadieno. La flexibilidad y la resistencia al impacto proporcionadas por la fase elastomérica, junto con la rigidez de la fase aromática, hacen que sea uno de los termoplásticos más populares para la impresión 3D, siendo ideal para aplicaciones de uso continuo (wear and tear).

El ABS requiere una cama caliente para su impresión, con temperaturas de boquilla recomendadas entre 220 °C y 250 °C, y temperaturas de cama cercanas a 130 °C. Generalmente se prefiere al PLA cuando se necesita mayor resistencia térmica.

La impresión 3D con ABS permite la creación de piezas con dimensiones precisas, pudiendo alcanzar resoluciones geométricas de hasta 1,2 mm. Los parámetros de la impresora y la complejidad de la pieza determinan en gran medida el nivel de precisión.

Además, el ABS es compatible con diversas técnicas de postprocesado, como el lijado, pintado, pegado, fresado, taladrado y corte. También puede utilizarse para desarrollar materiales con propiedades mejoradas, como biocompatibilidad, conductividad o translucidez. Puede mezclarse con otros materiales para obtener propiedades mecánicas superiores, como es el caso del PC-ABS (policarbonato-ABS), que presenta mayor resistencia mecánica y térmica.

El precio por kilogramo de material encontrado en sitios comerciales ronda los USD\$16,8.

6.2.2 PLA (Polylactic Acid)

El PLA es uno de los termoplásticos más utilizados en la tecnología de fabricación por filamento fundido (FDM). Generalmente se deriva del almidón de maíz, lo que lo convierte en un polímero biodegradable y sensible a la humedad. Su biodegradabilidad por hidrólisis lo clasifica como un “polímero verde”, motivo por el cual su uso ha crecido en los últimos años.

El PLA se procesa a baja energía y temperatura, debido a su temperatura de transición vítrea reducida (~50 °C), lo que facilita la fabricación de prototipos y piezas funcionales con buena calidad. Muchas impresoras 3D de escritorio lo emplean como filamento, ya que no requiere

cama caliente. Sin embargo, puede obstruir la boquilla de la impresora durante la impresión debido a su tendencia a absorber humedad.

En comparación con el ABS, el PLA posee mayor resistencia a la tracción y menor deformación por contracción (warping), aunque presenta menor ductilidad. Las temperaturas recomendadas para la impresión son de aproximadamente 210 °C para la boquilla y 70 °C para la cama.

Las principales ventajas del PLA son su baja temperatura de impresión y su facilidad de uso. Comparado con otros termoplásticos, presenta mejor calidad superficial y mayor definición de detalles, además de una buena adherencia a diversas superficies, muchas veces sin necesidad de cama calefaccionada.

Por otro lado, el PLA tiene una baja resistencia térmica, lo que limita su uso en aplicaciones de altas temperaturas. Bajo calor, el material puede deformarse rápidamente, especialmente si está sometido a carga. También es más frágil y con menor resistencia a la tracción que otros materiales como el PET-G. Debido a estas limitaciones, el PLA es más adecuado para piezas estéticas o prototipos visuales que para aplicaciones con exigencias mecánicas.

Con un costo estimado por kilogramo de USD\$11,1, siendo la opción más económica de las nombradas en el apartado.

6.2.3 PC (Polycarbonate)

El policarbonato (PC) es uno de los termoplásticos industriales más utilizados. Presenta cualidades excepcionales en cuanto a resistencia térmica y al impacto, siendo

aproximadamente el doble de resistente que el ABS. Se trata de un termoplástico altamente duradero, empleado en la fabricación de discos compactos, vidrios antibalas y otros productos donde la resistencia es clave.

Posee una alta resistencia al impacto y una apariencia transparente que resulta atractiva para muchos usuarios. Sin embargo, al igual que el ABS, requiere buena ventilación durante la impresión, ya que emite partículas finas que pueden irritar los ojos y obstruir los cabezales de impresión si no se realiza un mantenimiento adecuado. Además, el PC es más propenso a la deformación (warping) que otros materiales.

El policarbonato es uno de los plásticos de ingeniería más resistentes disponibles para impresión 3D. Sus propiedades mecánicas lo convierten en un material ideal para entornos técnicos exigentes o aplicaciones que requieren alta resistencia a la tracción y a la flexión.

No obstante, el PC puede ser difícil de imprimir, ya que posee una temperatura de transición vítrea alta (alrededor de 161 °C), lo que complica su uso en impresoras domésticas. Además, presenta una mayor tendencia a deformarse o agrietarse durante el proceso de impresión.

Es por estas características nombradas que es el material de precio más elevado, siendo unos USD\$44,8 por cada kilogramo.

6.2.4 PETG (Polietileno Tereftalato Glicol modificado)

El PETG (polietileno tereftalato glicolizado) es un termoplástico ampliamente utilizado en procesos de fabricación por filamento fundido (FDM). Se trata de una versión modificada del PET, en la que la adición de glicol reduce su tendencia al sobrecalentamiento y mejora su

procesabilidad. Este material combina la facilidad de uso del PLA con una resistencia mecánica cercana a la del ABS. Además, es amorfo y totalmente reciclable.

El PETG se destaca por ser un material duro, transparente y con buena ductilidad. Posee también excelente estabilidad química y térmica. Gracias a estas propiedades, permite fabricar piezas resistentes y duraderas con un acabado superficial liso y brillante. Durante la impresión, el material no emite olores y presenta buena adherencia a la cama, con escasa deformación por contracción (warping).

Las temperaturas recomendadas para la impresión se encuentran entre 230 °C y 260 °C para el extrusor, y entre 60 °C y 70 °C para la cama caliente. Su tolerancia térmica en condiciones de uso ronda los 65–75 °C, lo que lo convierte en una opción viable para aplicaciones sometidas a cargas térmicas moderadas.

En comparación con el PLA, el PETG ofrece mayor resistencia mecánica y térmica, aunque requiere cama calefaccionada y una temperatura de extrusión más alta. También presenta mayor densidad y un acabado más brillante. Como desventajas, puede generar hilos delgados no deseados (stringing) durante la impresión y tiene un desempeño inferior en puentes o voladizos (bridging).

Con un precio estimado comercial de USD\$15 por kilogramo.

6.3 Conclusión comparativa

Considerando las características analizadas de los distintos métodos de fabricación y materiales plásticos, se concluye que para el desarrollo del prototipo de esta tesis la opción

más adecuada es la fabricación por FDM utilizando PLA. Esta elección responde principalmente a que se trata de la alternativa más accesible en términos de costo de material y disponibilidad de equipos, además de ser la más sencilla de implementar para la construcción de un único dispositivo. El PLA, a pesar de sus limitaciones mecánicas y térmicas, ofrece buena calidad superficial, facilidad de impresión y resultados suficientes para validar el diseño y realizar pruebas de funcionamiento.

Sin embargo, en un escenario de producción a mayor escala orientada a la comercialización, el método más conveniente sería el moldeo por inyección de plástico, dado que permite reducir significativamente el costo unitario, mejorar la repetibilidad y alcanzar una calidad superior en acabados. En ese contexto, materiales como el ABS o el PETG resultan más apropiados, ya que presentan mayor resistencia mecánica, mejor tolerancia térmica y un comportamiento más estable frente a esfuerzos prolongados, características deseables en un producto de uso médico con requerimientos de durabilidad.

7. Análisis de alternativas de alimentación eléctrica

Uno de los aspectos relevantes en el diseño del dispositivo es la forma de alimentación eléctrica, dado que el equipo no está concebido para que el usuario deba reemplazar pilas o realizar recargas frecuentes.

Además, considerando que el dispositivo se utiliza en entornos húmedos y próximos al agua, y que no se cuenta con un grado de protección IP certificado, resulta fundamental analizar el comportamiento y la seguridad de las distintas alternativas de alimentación ante posibles filtraciones o exposición a la humedad.

7.1 Condiciones base a cumplir

7.1.1 Tensión de alimentación

El microcontrolador NodemCU ESP32-S admite dos posibles entradas de alimentación: los pines 3.3 V y 5 V, cada uno con características particulares.

- **Pin 3.3v:** Requiere una tensión de entrada regulada y estable de 3.3 V. Según el fabricante, no debe superar los 3.6 V ni caer por debajo de 3.3 V, ya que un exceso o variación podría dañar los GPIO utilizados.
- **Pin 5v:** Permite una alimentación entre 4 V y 6.5 V, recomendando mantenerla por encima de 4.8 V para evitar reinicios no deseados. Este pin alimenta un regulador interno que convierte la tensión de entrada en 3.3 V regulados, utilizados por el microcontrolador y sus periféricos.

7.1.2 Consumo del dispositivo

El consumo eléctrico del dispositivo se evaluó en tres estados de funcionamiento principales:

1. **Medición:** Corresponde al período en que el microcontrolador mantiene activa la conexión Wi-Fi y adquiere los datos. Este estado representa la mayor parte del tiempo de uso durante una medición. Según la hoja de datos del fabricante, el consumo varía entre **15 mA y 20 mA**. Para el análisis se adopta un valor conservador de **20 mA** con un tiempo de 5 minutos que es la duración del timeout máxima, por lo que es el escenario más conservador, una medición promedio está entre los 60 [s] y 90 [s].
 - a. Corriente de consumo: **20 mA**.
 - b. Duración de timeout máxima por medición: **300 s (5 min)**.
2. **Transmisión de datos:** Este estado corresponde al envío de la información recolectada mediante la red Wi-Fi, proceso que se ejecuta una vez finalizada cada medición. De acuerdo con los datos del fabricante, el consumo en transmisión alcanza aproximadamente 180 mA, durante un tiempo estimado de 2 segundos por evento.
 - a. Corriente de consumo: **180 mA**
 - b. Duración estimada: **2 s por evento**.
3. **Modo Deep Sleep:** En este estado de bajo consumo, el dispositivo permanece inactivo hasta la siguiente medición. Representa la mayor parte del tiempo de

funcionamiento diario. Según el fabricante, el consumo en modo *Deep-Sleep* (sin uso del coprocesador *ultra-low power*) es del orden de $10 \mu\text{A}$ (0,01 mA).

- a. Corriente de consumo: **$10 \mu\text{A}$ (0.01 mA)**.
- b. Duración diaria: tiempo restante fuera de los periodos de medición y transmisión.

Asumiendo **7 micciones diarias**, los tiempos y consumos de un día se resumen en:

| Estado | Corriente [mA] | Tiempo [s] |
|----------------|----------------|------------|
| Medición | 20 | 2100 |
| Envío de Datos | 180 | 14 |
| Deep-Sleep | 0,01 | 84286 |

7.2 Formas de alimentación

7.2.1 Alimentación por pilas alcalinas.

El primer método de alimentación analizado son las pilas alcalinas, este es el método más accesible y simple de los tres a analizar. Estas pilas tienen como característica que su fuente de energía viene de una reacción redox entre el zinc metálico (ánodo) y el dióxido de manganeso (MnO_2 , cátodo), mediada por el electrolito alcalino (KOH), estas son pilas de un solo uso por lo que generan residuos.

Algunas de sus ventajas son:

- Bajo costo y fácil disponibilidad.
- Buena capacidad para aplicaciones de bajo consumo.
- Larga vida útil almacenadas.
- Seguras y sin mantenimiento.

Algunas de sus desventajas:

- No recargables (generan residuos).
- La tensión cae con la descarga.
- Mal rendimiento en consumos altos (>300 mA).
- Riesgo de fugas o corrosión al descargarse totalmente o por daños físicos.

En caso de perforación o contacto con agua, el electrolito (hidróxido de potasio) puede fugarse. Este es corrosivo y puede causar irritación cutánea o dañar los contactos metálicos.

Además, la reacción con agua puede liberar pequeñas cantidades de hidrógeno.

Debido a que se quiere llegar a como mínimo los 4,8 V de alimentación en el pin 5v, y teniendo en cuenta que las pilas alcalinas bajan su tensión con el uso, se opta por disponer de 4 pilas AA en serie, donde cada pila tiene las características aproximadas:

- Voltaje: 1,5 V
- Capacidad: 2500 mAh

Por lo que se obtiene una tensión de alimentación cuando las pilas son nuevas de alrededor de 6 V.

7.2.2 Alimentación por pilas recargables Ion-Litio

Las pilas de ion-litio son uno de los tipos de pilas recargables más utilizadas actualmente en dispositivos electrónicos portátiles debido a su alta densidad de energía, bajo peso y baja autodescarga. Su funcionamiento se basa en el intercambio de iones de litio entre el ánodo (normalmente de grafito) y el cátodo (óxidos metálicos de litio como LiCoO_2 , LiFePO_4 o LiMn_2O_4) a través de un electrolito líquido.

Ventajas:

- Son recargables, no crean residuos como las alcalinas.
- Baja autodescarga ($\approx 2-3\%$ mensual).

Desventajas:

- Sensibles a sobrecargas o sobre descargas \rightarrow requieren circuitos de protección (BMS).
- Riesgo de inflamación o explosión si se dañan o se manipulan incorrectamente.
- Necesidad de recargarlas con un módulo de recarga externo.

Las baterías recargables de ion-litio (Li-ion) presentan un buen rendimiento, aunque requieren precauciones de seguridad debido a su sensibilidad a condiciones adversas. Su electrolito contiene sales de litio en solventes orgánicos que reaccionan con el agua, pudiendo generar gases inflamables y causar daños internos. El contacto con humedad o líquidos puede producir cortocircuitos, corrosión de terminales, aumento de temperatura o incluso incendios.

Estas pilas presentan una tensión nominal de 3.6–3.7 V. Se podría utilizar una de estas pilas con un regulador lineal AMS1117, que permite obtener 3.3 V regulados a la salida. Este módulo es económico y de fácil implementación.

En caso de optar por recarga, la pila debería retirarse y cargarse mediante un módulo externo.

Las características de un modelo comercial de estas pilas son:

Batería Xtar Ion-Litio 18650 h

- Voltaje: 3 V - 4,2 V
- Capacidad: 2600 mAh
- Ciclos de recargas: \approx 800

7.2.3 Alimentación por pilas recargables de polímero de Litio (LiPo)

Las pilas LiPo (Lithium Polymer) son una evolución de las Li-ion, donde el electrolito líquido es reemplazado por un polímero sólido o gelificado, lo que permite fabricar celdas más delgadas, ligeras y flexibles. Su principio electroquímico es el mismo que el de las Li-ion.

Ventajas:

- Recargables, no crean residuos como las alcalinas.
- Mayor flexibilidad de diseño (pueden ser muy finas o adaptarse a formas específicas).
- Alta corriente de descarga.

- Bajo peso.

Desventajas

- Más sensibles a golpes o perforaciones.
- Requieren cuidado en el almacenamiento y carga.
- Riesgo de inflamación o explosión si se dañan o se manipulan incorrectamente.
- Menor capacidad.
- Necesidad de un cargador integrado en el dispositivo.

Este tipo de pilas también tiene una tensión nominal de alrededor de 3,6 V a 3,7 V. Por esto podríamos utilizar un regulador como el utilizado en las baterías Ion-Litio. Pero además este tipo de pilas debe ser acompañado por un módulo para recarga que se podría colocar dentro del dispositivo y agregar una ranura usb en un lateral por la cual se recargan las pilas.

Al igual que las de ion-litio su electrolito contiene sales de litio en solventes orgánicos que reaccionan con el agua, pudiendo generar gases inflamables y causar daños internos. El contacto con humedad o líquidos puede producir cortocircuitos, corrosión de terminales, aumento de temperatura o incluso incendios. Además, son vulnerables a perforaciones o golpes debido a su envoltorio flexible. Por estas razones, es fundamental evitar la exposición a líquidos, utilizar módulos de protección (BMS) y reguladores adecuados, y asegurar un encapsulado sellado que impida la entrada de humedad, garantizando así un funcionamiento seguro y confiable del sistema.

Las características de un modelo comercial de estas baterías son de:

Batería Polímero de Litio 103450

- Voltaje: 3,7 V
- Capacidad: 1800 mAh
- Ciclos de recargas: \sim 800

7.3 Duración de la alimentación

Para estimar la autonomía, se calculó un consumo promedio diario considerando los tres estados de operación.

$$I_{prom} = \frac{I_{med} \cdot t_{med} + I_{env} \cdot t_{env} + I_{sleep} \cdot t_{sleep}}{t_{med} + t_{env} + t_{sleep}}$$

$$I_{prom} = \frac{20 \cdot 2100 + 180 \cdot 14 + 0,01 \cdot 84286}{1200 + 8 + 84286} = 0,52 \text{ mA}$$

Es importante destacar que todas las fuentes de alimentación reducen su tensión conforme se descargan, debido al aumento de su impedancia interna. Esta caída limita la autonomía práctica, ya que el dispositivo deja de funcionar al alcanzar la tensión mínima requerida, 4.8V para pin 5v y 3.3 V para el pin 3.3v.

Para este análisis se recurrió a estudios realizados por terceros, en los cuales se ensayó la variación de la tensión entregada por distintas baterías en función de su nivel de descarga y del consumo aplicado. Si bien los consumos analizados en dichos estudios son superiores al consumo promedio del dispositivo desarrollado, las curvas de descarga muestran una tendencia clara: a menores corrientes de consumo, menor caída de tensión. Por lo tanto, al

basar los cálculos en un caso con consumo mayor (condición sobredimensionada), se obtiene una estimación conservadora de la autonomía, lo que permite afirmar que en condiciones reales el dispositivo debería alcanzar una duración superior a la calculada.

7.3.1 Duración pilas alcalinas AA

Tomaremos como tensión mínima de funcionamiento 4,8 V para el pack de cuatro pilas, dividiendo ese valor entre las cuatro celdas, obtenemos una tensión mínima de 1,2 V por celda.

Según la tabla y el gráfico de lygte-info, con una corriente de descarga de 5 mA, cuando la tensión cae a 1,2 V por celda, se utilizaron 2313 mAh de capacidad. Cabe destacar que el consumo empleado en dicho estudio es considerablemente mayor al consumo promedio de nuestro dispositivo, por lo que este cálculo representa un escenario conservador.

Por lo tanto la autonomía estimada para nuestro dispositivo alimentado por pilas alcalinas AA será:

$$h = \frac{2313 [mAh]}{0,52 [mA]} = 4448 [h] = 185 [días]$$

Por lo tanto nuestra autonomía será como mínimo 185 días.

Figura 7.3.1.a: Capacidad de Descarga pilas alcalinas AA .[Lygte-info.dk. (s.f.).]

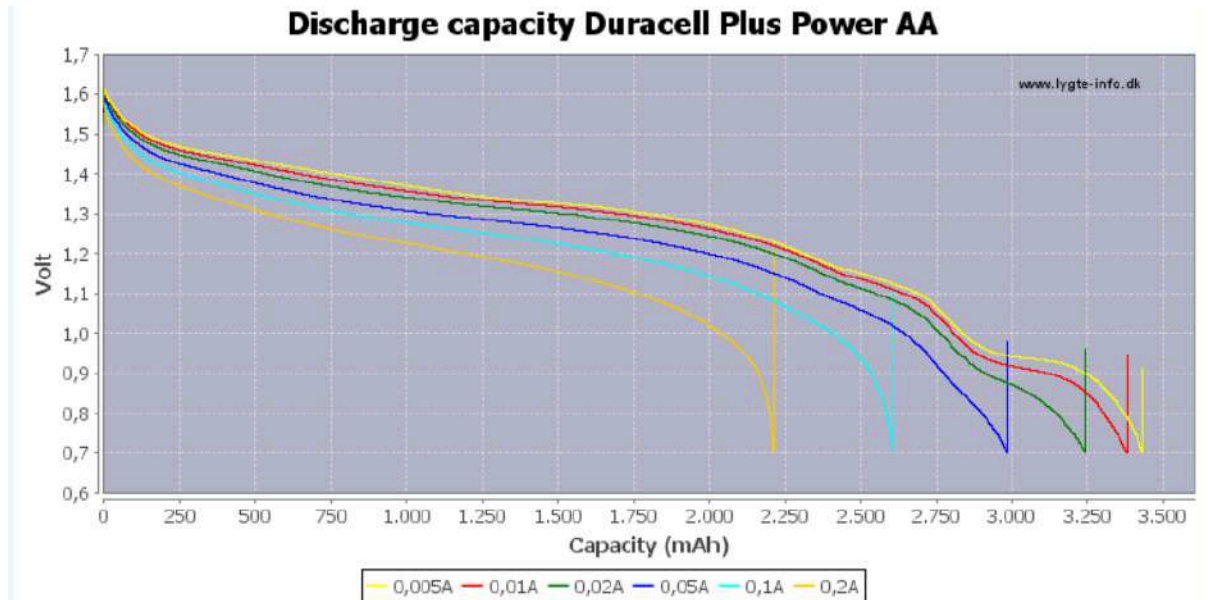


Tabla 7.3.1.a: Información de descargas de pilas alcalinas AA. [Lygte-info.dk. (s.f.).]

| Duracell Plus Power AA | | | | | | | | |
|------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| CAPACITY | 1.5V | 1.4V | 1.3V | 1.2V | 1.1V | 1.0V | 0.9V | 0.8V |
| 5mA | 135 | 759 | 1797 | 2313 | 2690 | 2837 | 3243 | 3371 |
| 10mA | 118 | 646 | 1699 | 2284 | 2640 | 2808 | 3119 | 3303 |
| 20mA | 99 | 535 | 1523 | 2213 | 2548 | 2763 | 2911 | 3144 |
| 50mA | 72 | 380 | 1082 | 1997 | 2367 | 2644 | 2773 | 2898 |
| 100mA | 54 | 260 | 805 | 1691 | 2159 | 2408 | 2534 | 2584 |
| 200mA | 34 | 161 | 543 | 1197 | 1763 | 2041 | 2161 | 2199 |

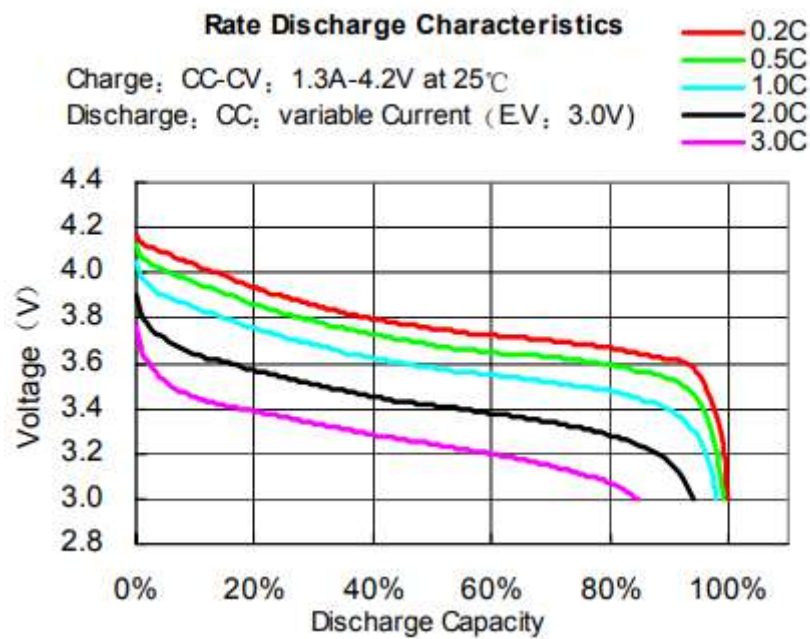
7.3.2 Duración pila EEMB Ion-Litio 18650

En este caso se utiliza un gráfico dado en el datasheet de las pilas EEMB LIR18650 2600mAh, donde se muestra el voltaje en función del porcentaje de descarga a distintos ratios de descargas, para nuestro caso utilizaremos el 0,2 C (línea roja), que representa la descarga de la misma a 0,52A. Como hablamos anteriormente se permitirá una tensión mínima para este tipo de baterías de 3,3V que representa alrededor del 95% de descarga.

$$h = \frac{2600 \cdot 0,95 \text{ [mAh]}}{0,52 \text{ [mA]}} = 4750 \text{ [h]} = 198 \text{ [días]}$$

Por lo tanto nuestra autonomía será como mínimo 198 días.

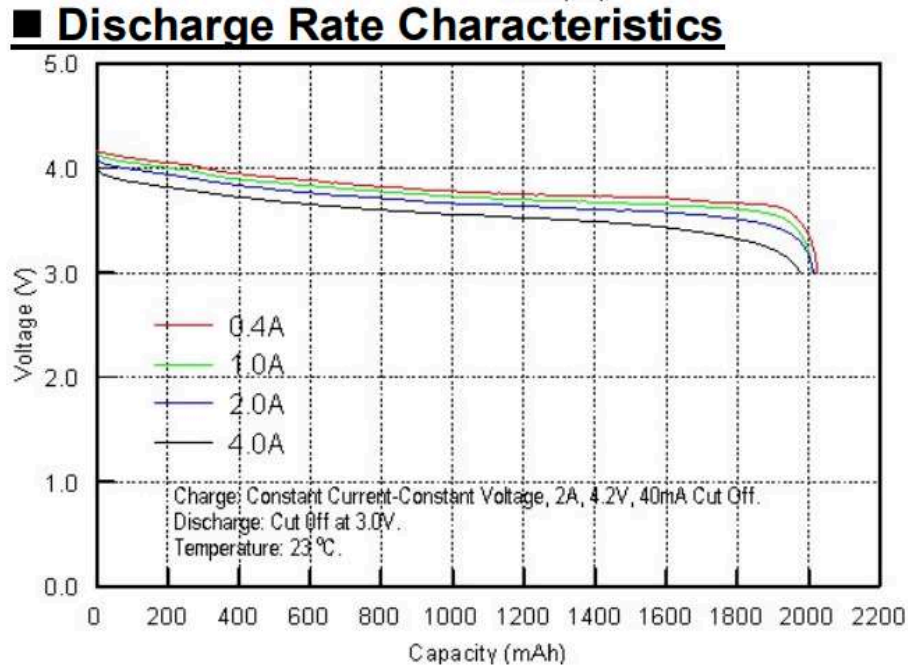
Figura 7.3.2.a: Capacidad de descarga pilas Ion-Litio. [EEMB Co., Ltd. (2010)]



7.3.3 Duracion pila Polímero litio 103450

Este caso es similar a las de Ion-Litio, donde se ve que estas pilas no tienen tanta variación de tensión para distintas descargas, en este caso se utilizara una capacidad de la pila de 1900 mAh, para no sobrepasar esos 3,3V.

Figura 7.3.4.a Gráfico de Polímero litio 103450. [E-One Moli Energy Corp.]



$$h = \frac{1900 [mAh]}{0,52 [mA]} = 3653,9 [h] = 152 [días]$$

Por lo tanto nuestra autonomía será como mínimo 152 días.

7.4 Resumen y conclusión

A continuación, se presenta una comparación entre los tres métodos de alimentación analizados. En el costo total se incluyen todos los componentes necesarios para su funcionamiento, como bases porta pilas, cargadores y reguladores de tensión cuando corresponda. No se consideró el cargador externo requerido para las baterías recargables de ion-litio, que incrementa el costo aproximado en USD\$25.

Tabla 7.4.a: Comparativa métodos de Alimentación.

| Metodo de Alimentacion | Genera residuos ambientales | Autonomía [días] | Costo [USD\$] |
|------------------------|-----------------------------|------------------|---------------|
| Alcalinas AA | Si | ≥ 185 | 6 |
| Ion-Litio | No | ≥ 198 | 12,5 |
| Polímero Litio | No | ≥ 152 | 18,5 |

Del análisis comparativo se concluye que, para el caso particular del dispositivo desarrollado, la utilización de pilas alcalinas AA resulta la opción más conveniente. Gracias a la implementación del modo *Deep Sleep*, la autonomía alcanzada es elevada, por lo que la principal desventaja de las pilas —su carácter desechable— no representa un impacto ambiental significativo si se gestionan adecuadamente los residuos.

En términos de costo, simplicidad de implementación, seguridad y autonomía, las pilas alcalinas ofrecen el equilibrio más favorable. Si bien las baterías recargables presentan ventajas en sostenibilidad y reutilización, su mayor costo inicial, los riesgos asociados a su manejo y la necesidad de circuitos adicionales de protección y carga las vuelven menos adecuadas para un prototipo o dispositivo de bajo consumo y larga autonomía.

8 Propuesta mecánica

En esta sección se presentan las propuestas de diseño mecánico desarrolladas, junto con la lógica y decisiones adoptadas en cada caso. Para el modelado de las distintas piezas se utilizó el software Autodesk Inventor 2024, lo que permitió diseñar los componentes por separado y posteriormente realizar el ensamble del dispositivo completo.

8.1 Medidor de Masa

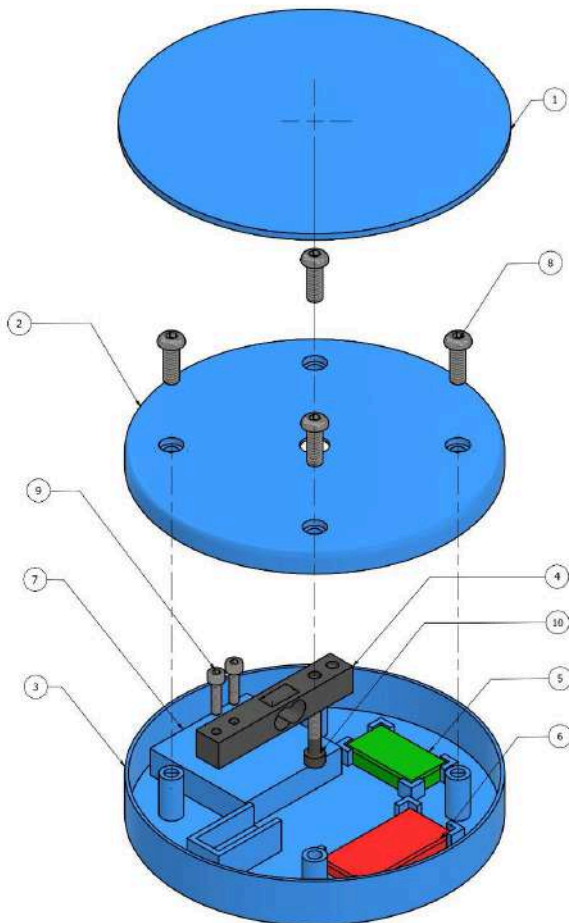
8.1.1 Primer prototipo

El diseño planteado se compone de tres partes principales: el cuerpo del dispositivo, el soporte y el recipiente.

Cuerpo del dispositivo

En la Figura 8.1.1.a se muestra el diseño logrado, acompañado de una tabla donde se detallan los elementos que lo componen. Posteriormente, se explica el razonamiento detrás de las principales decisiones de diseño.

Figura 8.1.1.a: Cuerpo medidor de masa 1°.

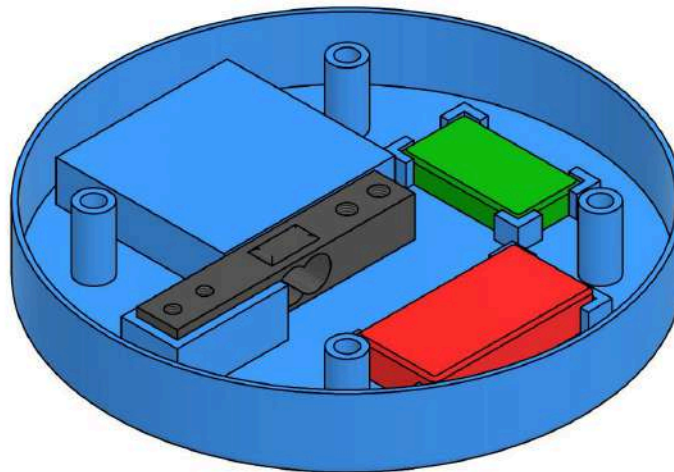


| | |
|----|---|
| 1 | Base para el recipiente |
| 2 | Tapa selladora del dispositivo |
| 3 | Cuerpo alojamiento del dispositivo |
| 4 | Celda de carga |
| 5 | Amplificador HX711 |
| 6 | Microcontrolador ESP32 |
| 7 | Alojamiento para pilas |
| 8 | Tornillos de cerramiento de tapa 4x ¼" - 20 UNC x ¾" |
| 9 | Tornillos fijadores de celda 2x ISO 4762 M5 x 20 |
| 10 | Tornillo fijador base de recipiente 1x ISO 4762 M4 x 25 |

El diseño comenzó con una base circular destinada a alojar los distintos componentes electrónicos. Para la celda de carga se diseñó un escalón con dos agujeros roscados, lo que permite su fijación y asegura la deflexión adecuada sin interferencias. El cuerpo se pensó como un modelo cilíndrico, de manera que el centro de masas en el plano horizontal coincida siempre con el centro de la circunferencia, que a su vez es el punto de medición de la celda.

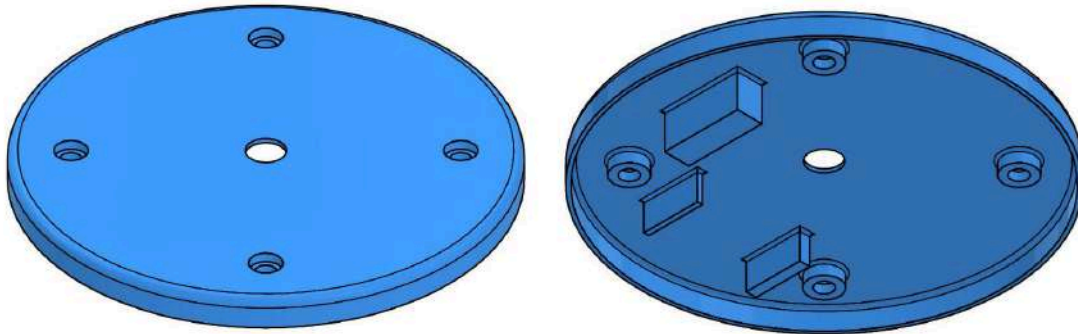
Las dimensiones se definieron considerando el espacio necesario para los tres componentes electrónicos principales y el alojamiento para las pilas. Se estableció un diámetro de 150mm, mientras que la altura está determinada por el componente de mayor altura el cual es la celda de carga (12,7 mm) más la altura del escalón de fijación. En la Figura 8.1.1.b se puede ver la base diseñada en el primer prototipo con todos los elementos mencionados.

Figura 8.1.1.b: Cuerpo alojamiento del dispositivo.



La tapa selladora se diseñó con cuatro orificios avellanados para que las cabezas de los tornillos de fijación de $\frac{1}{4}$ " no sobresalgan ni interfieran con la colocación de la base del recipiente. Además, incluye un orificio central que permite la unión libre entre la celda de carga y la base del recipiente. Se añadieron también pequeños cuerpos rectangulares destinados a facilitar la fijación de las placas electrónicas al interior del cuerpo una vez ensamblado. En la Figura 8.1.1.c se puede ver la tapa selladora diseñada en el primer prototipo con todos los elementos mencionados.

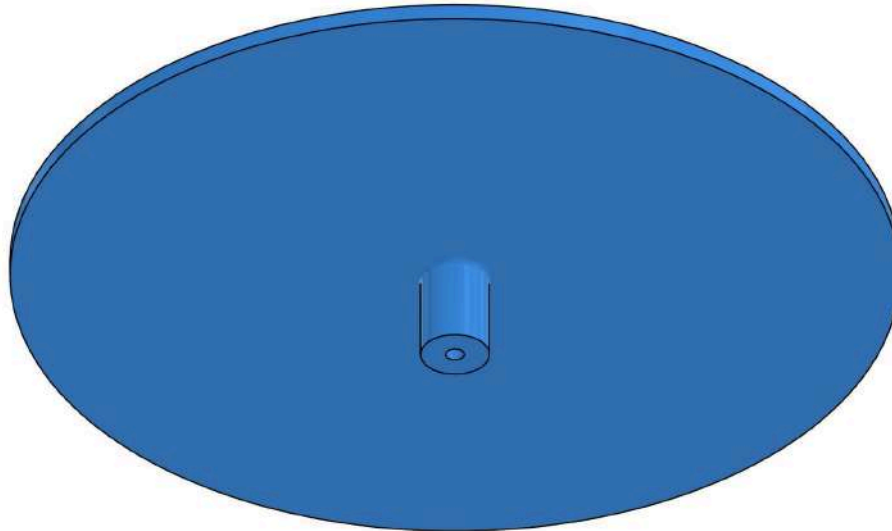
Figura 8.1.1.c: Tapa selladora del dispositivo



Dado que la fabricación se realizará mediante impresión 3D en material plástico (PLA), las roscas se planificaron para ejecutarse manualmente con macho roscador. Para aumentar la robustez en el material plástico se seleccionaron tornillos de $\frac{1}{4}$ " UNC, cuyo paso grueso ofrece mayor resistencia. En contraste, las roscas propias de la celda de carga (M5 y M4) se mantuvieron, a pesar de ser de paso fino, para respetar las especificaciones del componente.

En la parte superior se ubica la plataforma que es la base del recipiente, con un cilindro central roscado en M4 que asegura la unión entre el recipiente y la celda de carga, como se puede ver en la Figura 8.1.1.d.

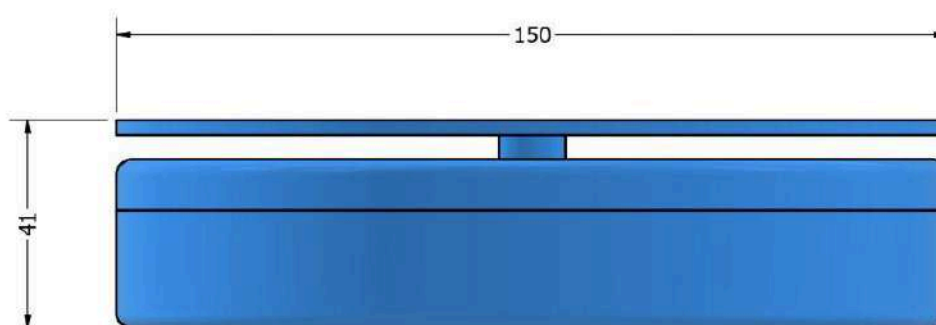
Figura 8.1.1.d: Base para el recipiente.



Esta pieza superior constituye la última etapa del armado, diseñada también para dificultar un desarme accidental: para retirarla, es necesario girar la base completa.

En la Figura 8.1.1.e se presentan las dimensiones principales del dispositivo ensamblado.

Figura 8.1.1.e Dimensiones del cuerpo medidor de masa.



Soporte

El soporte fue diseñado con el objetivo de sujetar el dispositivo de forma estable sobre los bordes del inodoro, garantizando al mismo tiempo la correcta colocación del cuerpo y del recipiente.

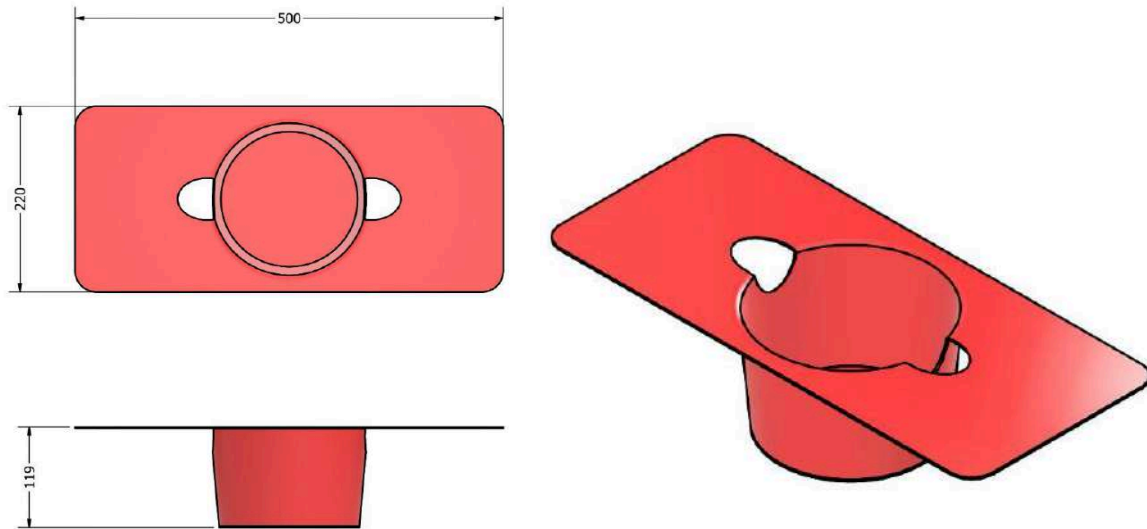
Las aletas de apoyo se diseñaron con un formato plano y un espesor suficiente para soportar tanto el peso del cuerpo del dispositivo como el del recipiente lleno, asegurando la resistencia mecánica durante el uso.

Para facilitar la colocación y el centrado automático del dispositivo, el soporte se fabricó con una geometría troncocónica: un diámetro superior mayor que permite introducir fácilmente el dispositivo de medición y un diámetro inferior más reducido que asegura que el dispositivo de medición siempre se encuentre centrado.

Adicionalmente, se incorporaron dos orificios en las aletas y cuerpo, pensados para permitir el ingreso de los dedos del paciente. De esta manera, se simplifica la manipulación del recipiente, tanto al inicio del examen como en el momento del vaciado posterior.

Las dimensiones del soporte fueron determinadas en función de las medidas nominales de inodoros domiciliarios estándar, garantizando su compatibilidad en la mayoría de los modelos comerciales. El prototipo se observa en la Figura 8.1.1.f.

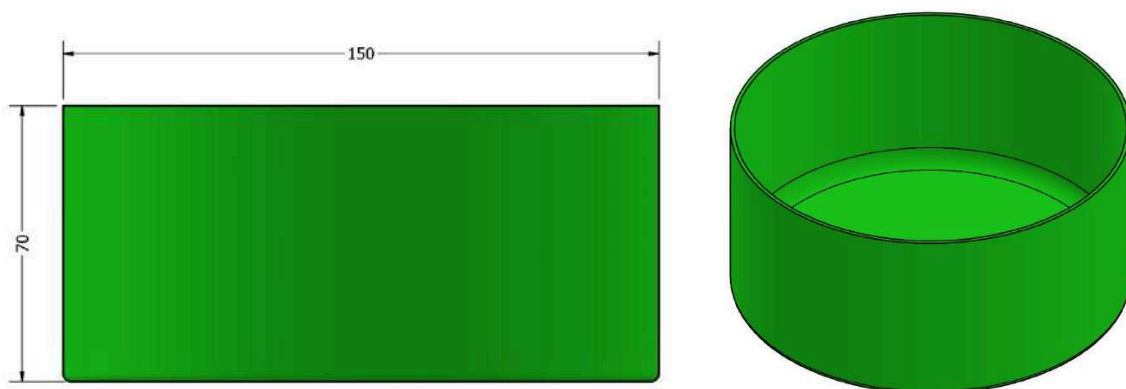
Figura 8.1.1.f Soporte medidor de masa.



Recipiente

Para completar el diseño, se propuso un recipiente capaz de contener un volumen suficiente de orina, considerando un margen de seguridad que evite desbordamientos, quedando un recipiente de unos 1200 mL. El modelo se muestra en la Figura 8.1.1.g.

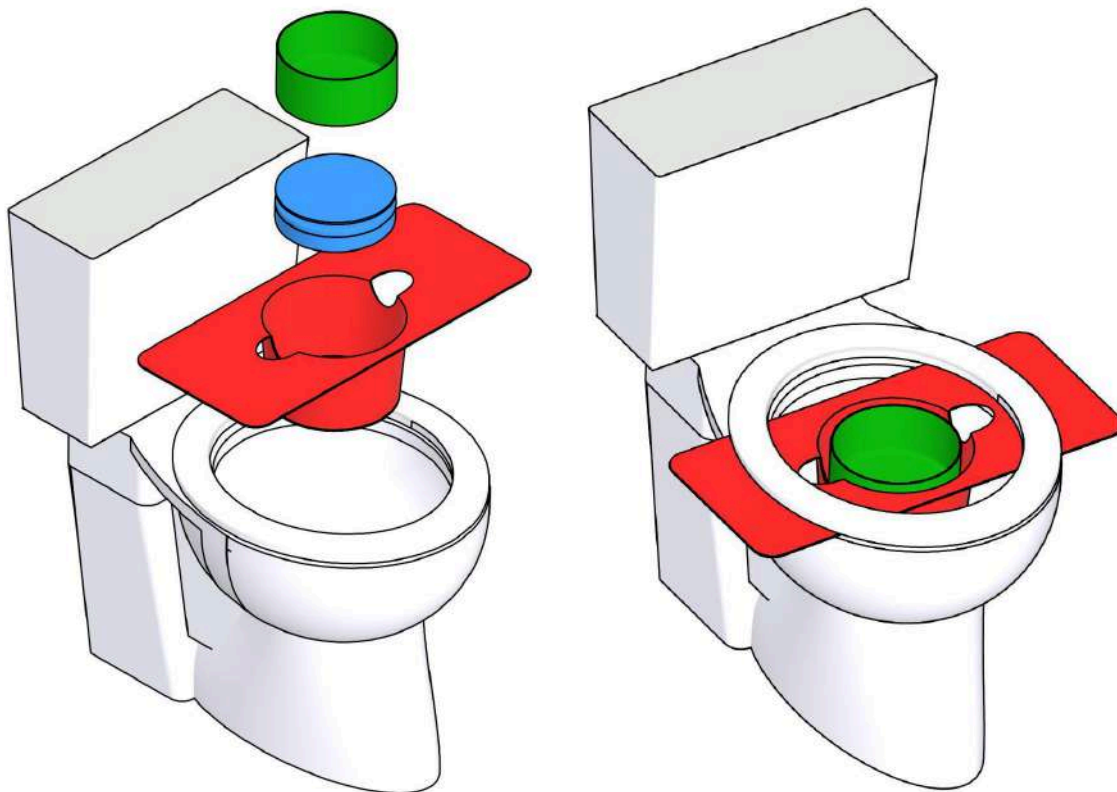
Figura 8.1.1.g: Recipiente medidor de masa.

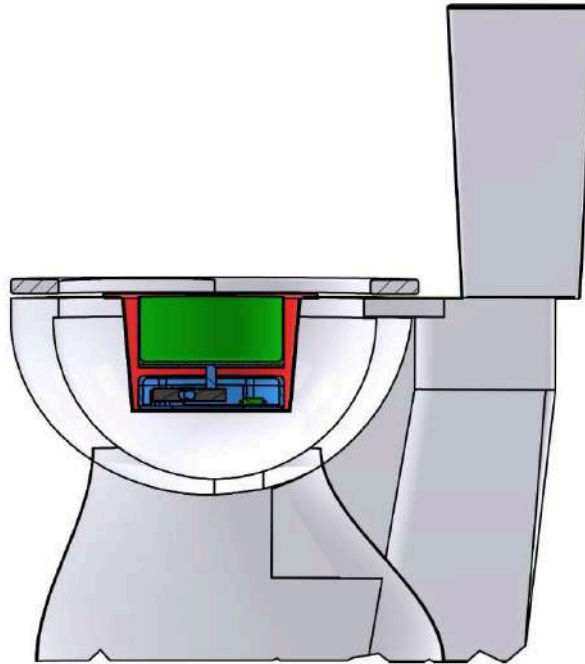


Ensamble

Con estos tres componentes se llevó a cabo un ensamble completo del dispositivo, dispuesto sobre un modelo de inodoro con medidas estándar domiciliarias.

Figura 8.1.1.h: Ensamble final sobre inodoro comercial.





Construcción del dispositivo

Se procedió a la fabricación del dispositivo de medición con el objetivo de realizar pruebas preliminares de software, así como de evaluar de manera tangible el material seleccionado, el método de fabricación y las decisiones de diseño tomadas. Además, esta etapa permitió verificar posibles errores y detectar oportunidades de mejora.

En las Figura 8.1.1.i, se muestran las distintas vistas de la base del cuerpo del dispositivo, donde se integran los alojamientos para la celda de carga, el amplificador HX711, el microcontrolador ESP32 y el compartimiento de pilas tanto frente como dorso.

Figura 8.1.1.i: Base del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso.



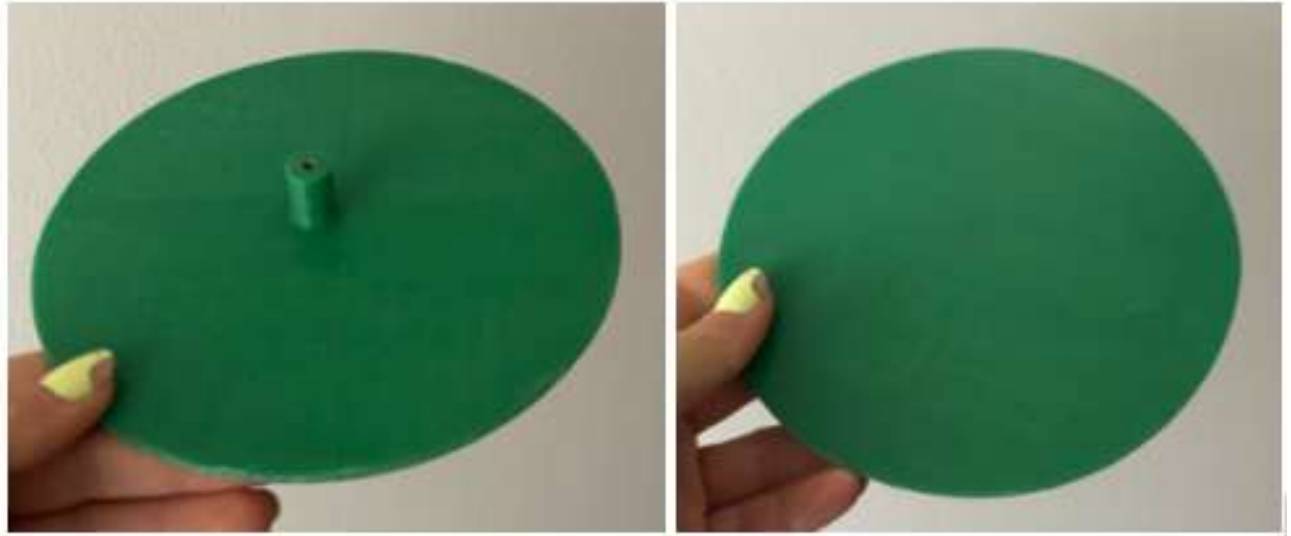
En las imágenes 8.1.1.j se pueden ver el frente y dorso de la tapa selladora de este, que se cierran mediante los cuatro tornillos de fijación de $\frac{1}{4}$ ", además del orificio que permite el paso del cilindro central de la base del recipiente.

Figura 8.1.1.j: Tapa del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso.



En las Figuras 8.1.1.k se muestran las distintas vistas de la base del recipiente.

Figura 8.1.1.k: Base del recipiente, frente y dorso.



Finalmente, en la Figura 8.1.1.l se presenta una vista general del dispositivo completamente ensamblado, donde puede observarse la integración final de todas las partes impresas.

Figura 8.1.1.l: Vista general del dispositivo ensamblado.



Durante la construcción del primer prototipo y las pruebas iniciales surgieron diversas complicaciones, que a su vez orientaron ajustes y mejoras en el diseño. Las principales observaciones se detallan a continuación:

- **Medidas de la celda de carga mal reportadas por el fabricante:**

El plano técnico del fabricante indicaba que dos de los orificios de fijación eran M4 y los otros dos M5. Sin embargo, al momento de ensamblar se verificó que todos los orificios eran M4. Como consecuencia, los agujeros destinados al roscado M5 ya no eran viables. Para solucionarlo, se realizaron orificios pasantes y un fresado en la base del dispositivo, de manera de fijar la celda mediante tornillos insertados desde el exterior, evitando que la cabeza de los mismos interfiriera con la superficie de apoyo.



- **Escalón de fijación de la celda de carga:**

El escalón diseñado inicialmente para apoyar la celda resultó poco práctico durante el ensamblaje, por lo que se debió rebajar gran parte del mismo con herramientas manuales.



- **Incompatibilidad en las medidas de tornillos:**

Los avellanados previstos para los tornillos de $\frac{1}{4}$ "-UNC no coincidían con las dimensiones de las cabezas disponibles comercialmente. Fue necesario ampliarlos manualmente para permitir un correcto ajuste.

- **Limitaciones de software – modo deep sleep:**

Durante las pruebas electrónicas se identificó la necesidad de contar con un mecanismo externo que permita “despertar” al microcontrolador desde el modo

deep sleep. Este aspecto será abordado en mayor detalle en la sección 9.3, donde se analizan las alternativas de solución, como la incorporación de un botón físico.

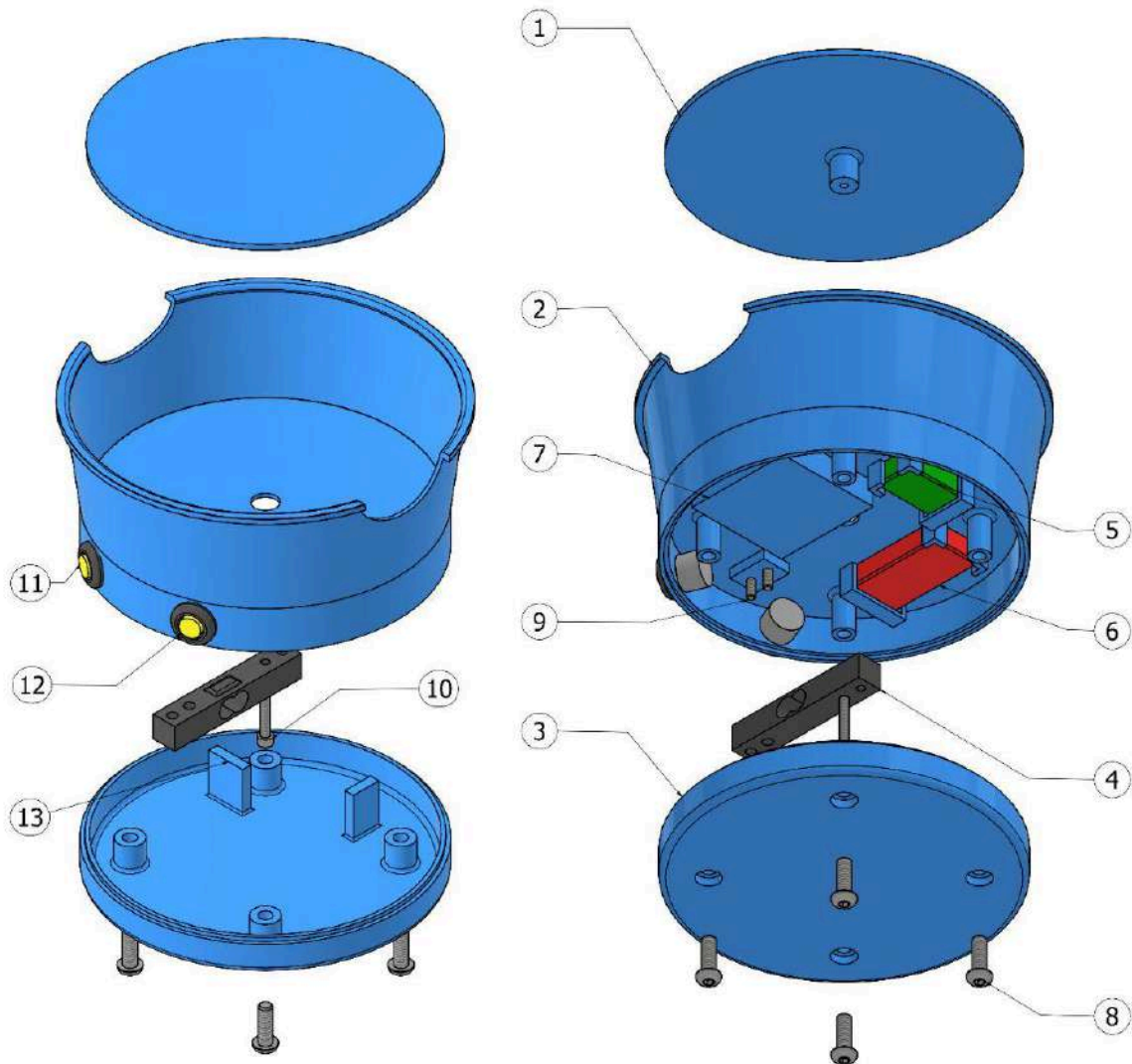
8.1.2 Segundo prototipo

Este segundo prototipo también se compone de tres partes principales: el cuerpo del dispositivo, el soporte y el recipiente. Pero las tres partes recibieron modificaciones que nacieron de las observaciones realizadas mediante las pruebas del primer prototipo.

Cuerpo del dispositivo

Se muestra el nuevo cuerpo del dispositivo con una tabla explicativa de cada parte.

Figura 8.1.2.a: Cuerpo medidor de masa 2°



| | |
|---|--|
| 1 | Base para el recipiente |
| 2 | Cuerpo alojamiento de dispositivos de electrónica y recipiente |
| 3 | Tapa selladora |
| 4 | Celda de carga |
| 5 | Amplificador HX711 |
| 6 | Microcontrolador ESP32 |

| | |
|----|--|
| 7 | Alojamiento para pilas |
| 8 | Tornillos de cerramiento de tapa 4 x ¼" - 20 UNC x ¾" |
| 9 | Tornillos fijadores de celda 2 x ISO 4762 M5 x 20 |
| 10 | Tornillo fijador base de recipiente 1 x ISO 4762 M4 x 25 |
| 11 | Pulsador conectar a WiFi |
| 12 | Pulsador comenzar medición |
| 13 | Topes de dispositivos electrónicos |

El diseño mantiene el esquema general de un cuerpo cilíndrico destinado al alojamiento de los componentes electrónicos, aunque incorpora diversas mejoras orientadas a optimizar la funcionalidad, la robustez estructural y la practicidad de uso en comparación con el prototipo inicial.

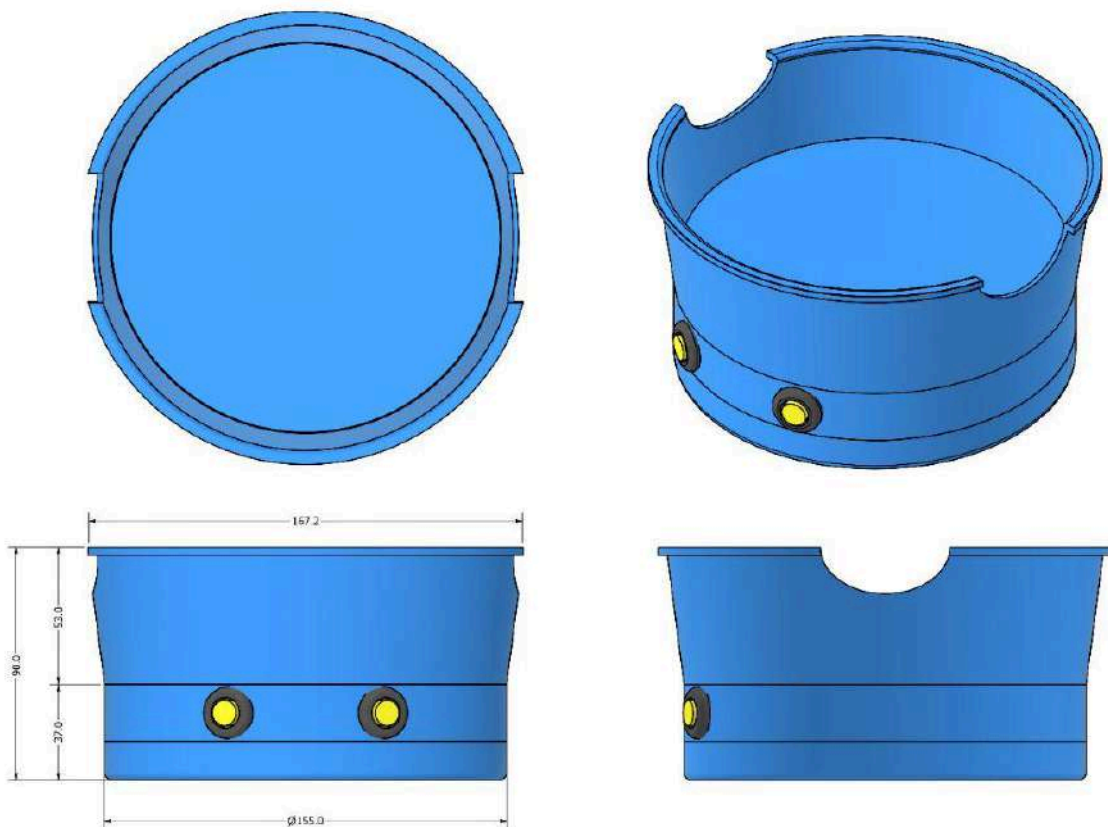
En primer lugar, se implementó un sistema de sujeción para acoplar el cuerpo al soporte, lo cual facilita el armado y mejora la transportabilidad del conjunto, adaptándose mejor a las necesidades del usuario. Asimismo, se añadieron dos orificios laterales destinados a los pulsadores de conexión Wi-Fi y de inicio de medición, mejorando la interacción al ofrecer un acceso directo y sencillo a los controles.

Otro aspecto destacado es la corrección en el asiento de fijación de la celda de carga, lo que asegura una adecuada transmisión de esfuerzos y una correcta lectura de la señal, aumentando la fiabilidad del sistema de pesaje. También se incorporaron filetes en los bordes del cuerpo y de los elementos, lo que refuerza la rigidez estructural y disminuye la concentración de tensiones en zonas críticas.

Con el fin de mejorar el sellado, se introdujo un escalón en la unión entre el cuerpo y la tapa superior, garantizando un cierre más firme y reduciendo la probabilidad de filtraciones o desplazamientos durante el uso. Por último, se ajustaron las medidas de los tornillos de fijación, evitando la necesidad de modificaciones manuales posteriores, y se mantuvo la combinación de roscas UNC y métricas utilizadas previamente para asegurar la compatibilidad con los componentes electrónicos.

En la Figura 8.1.2.b se muestran las dimensiones y vistas generales del dispositivo.

Figura 8.1.2.b: Dimensiones del cuerpo medidor de masa.

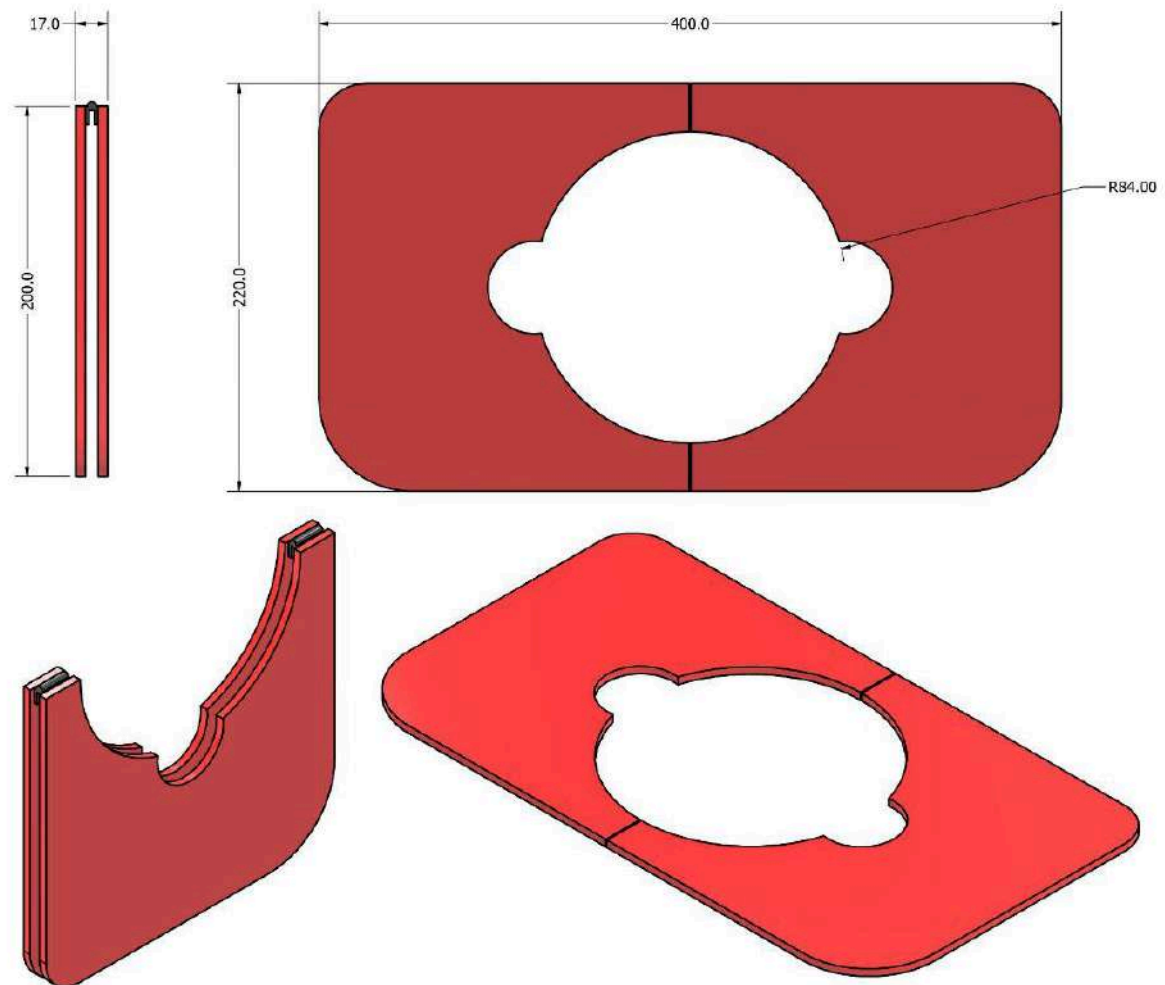


Soporte

En cuanto al soporte, se priorizó un diseño más cómodo y transportable. Para ello, se optó por una estructura plana compuesta por dos aletas unidas mediante bisagras. Al desplegarse, estas aletas quedan alineadas para sostener el cuerpo del medidor de forma segura. Además, el sistema permite plegar el soporte, reduciendo significativamente el espacio que ocupa y facilitando su transporte de manera práctica y cómoda.

Las dimensiones y vistas generales del soporte, tanto abierto como plegado, se muestran en la Figura 8.1.2.c.

Figura 8.1.2.c: Soporte medidor de masa

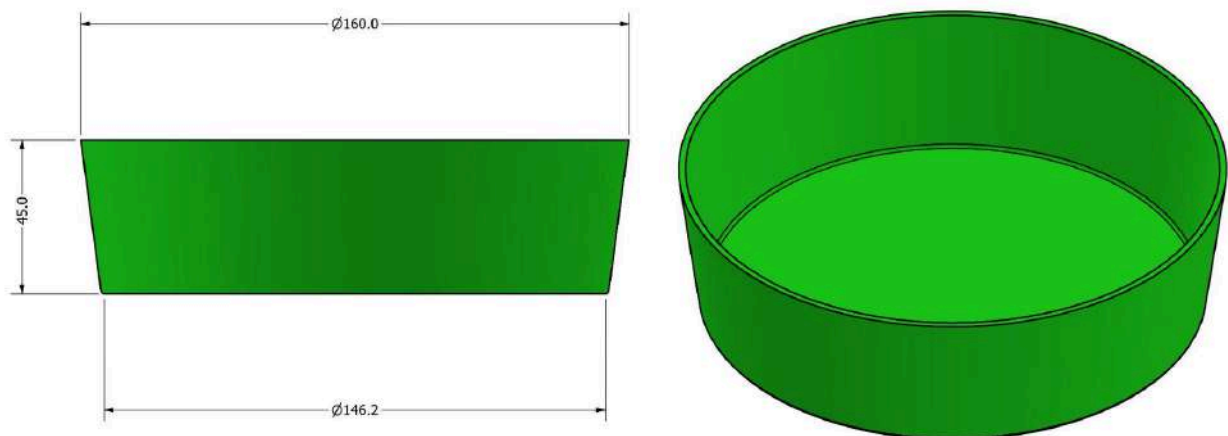


Recipiente

El recipiente del segundo prototipo fue rediseñado con una geometría troncocónica, lo que facilita su correcta colocación centrada en el cuerpo de medición. Además, se redujo su volumen, ya que el nuevo criterio de seguridad contra rebalse se definió para un volumen más preciso respecto a una micción promedio, buscando así reducir su sobredimensionamiento.

Las dimensiones y vistas generales del recipiente se presentan en la Figura 8.1.2.d.

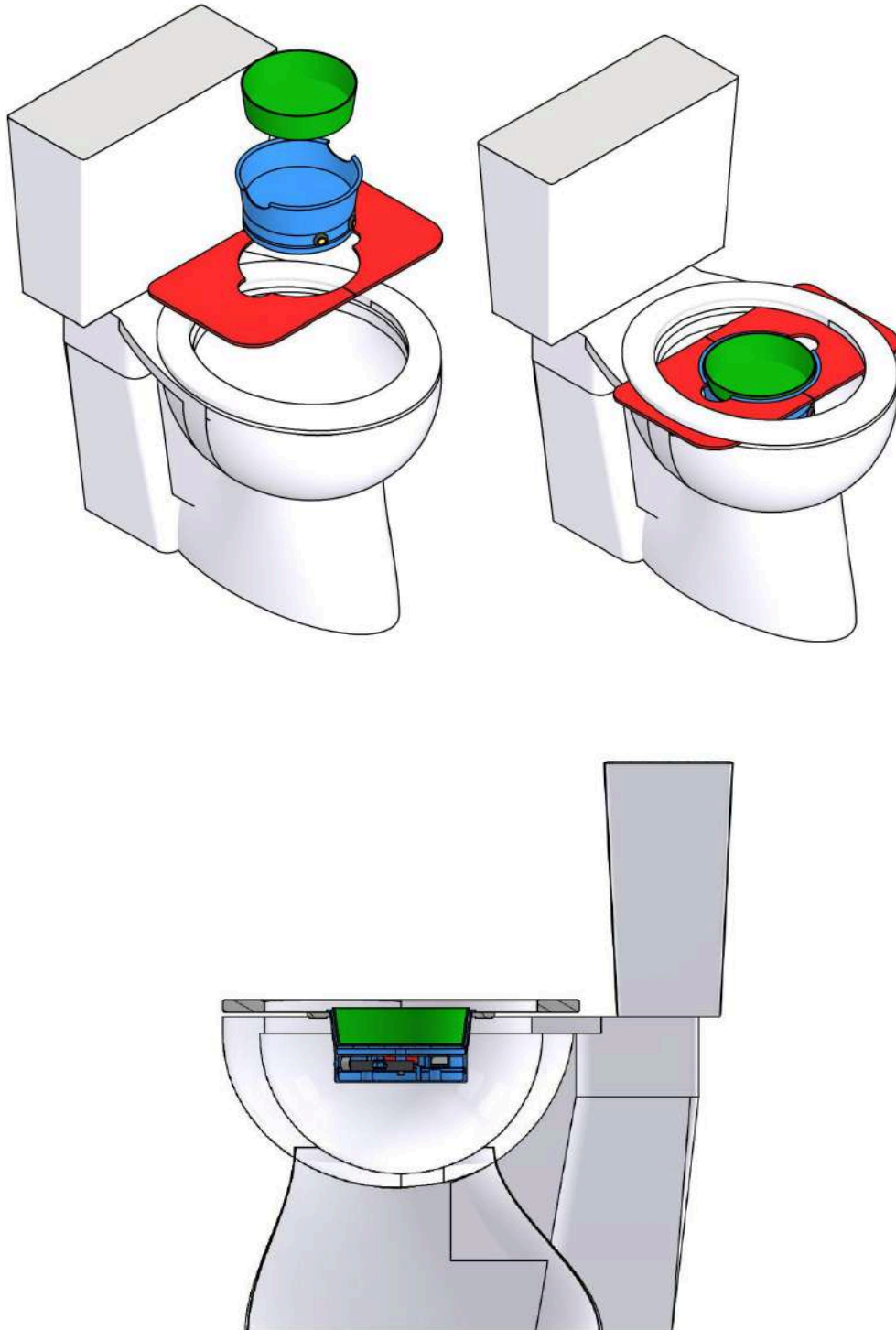
Figura 8.1.2.d: Recipiente medidor de masa



Ensamble

Por último se muestra un ensamble en un inodoro comercial del nuevo prototipo y una vista de corte lateral que muestra que se reduce el espacio ocupado dentro del inodoro.

Figura 8.1.2.e: Ensamble final del 2° prototipo sobre inodoro comercial.



Construcción del dispositivo

En esta versión se implementaron todas las mejoras identificadas durante las pruebas con el primer modelo, logrando una pieza más funcional, precisa y robusta. La impresión 3D permitió validar las dimensiones finales y comprobar la correcta integración entre el cuerpo, el soporte y el recipiente.

Cuerpo

Durante esta etapa se verificó el ajuste adecuado de los componentes electrónicos dentro del alojamiento, la correcta alineación de los orificios de montaje y el encastre firme entre las partes móviles. Asimismo, se comprobó el buen acople de la celda de carga en su asiento.

El cuerpo del dispositivo fue impreso en dos partes diferenciadas, debido a las limitaciones dimensionales propias del volumen útil de la impresora 3D. Por un lado, se fabricó la sección inferior, que contiene los componentes electrónicos, conformado por la base de apoyo y tapa selladora, asegurando el correcto alojamiento y protección de los elementos sensibles.

Por otro lado, se imprimió de forma independiente el cuerpo alojamiento del recipiente, con geometría troncocónica, diseñado para permitir un acople preciso y estable con el soporte conformado por aletas articuladas. Ambas piezas se unieron posteriormente.

En las Figuras 8.1.2.f y 8.1.2.g se muestran las distintas vistas del cuerpo del dispositivo, donde se integran los alojamientos para la celda de carga, el amplificador HX711, el microcontrolador ESP32 y el compartimiento de pilas.

Figura 8.1.2.f: Base del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso.



Figura 8.1.2.g: Tapa del cuerpo del dispositivo que aloja componentes electrónicos, frente y dorso.



Figura 8.1.2.h: Cuerpo alojamiento del recipiente.



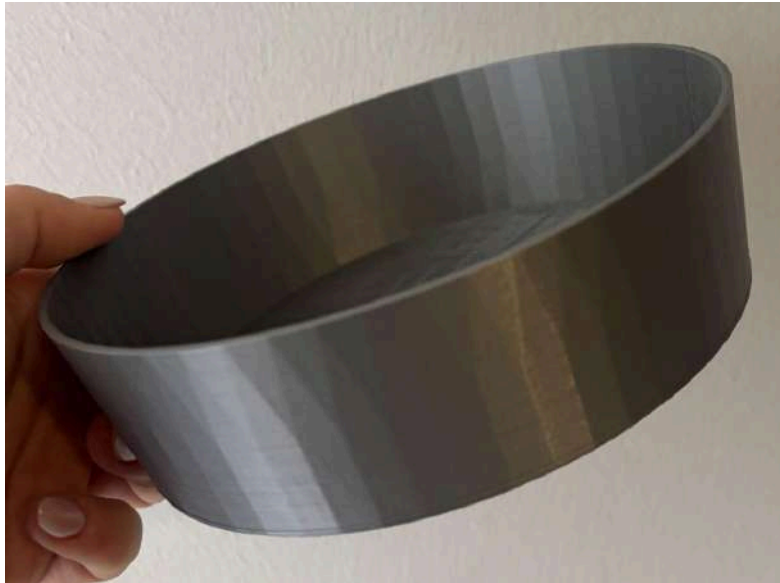
Figura 8.1.2.i: Cuerpo ensamblado final.



Recipiente

A continuación, se presenta el recipiente medidor de masa correspondiente al segundo prototipo.

Figura 8.1.2.j: Recipiente medidor de masa impreso.



Soporte

A continuación, se muestra el soporte del dispositivo, compuesto por dos aletas articuladas mediante bisagras. Este sistema permite plegar y desplegar fácilmente la estructura, facilitando su transporte y garantizando una sujeción firme durante el uso. En las figuras se observan las vistas del soporte impreso, tanto en posición abierta como plegada, evidenciando su correcta integración con el cuerpo del medidor.

Figura 8.1.2.k: Soporte del dispositivo impreso, vistas abiertas y plegadas.



A continuación, se presenta el **ensamble completo del segundo prototipo**, con todas sus partes impresas y ensambladas. En esta vista general se aprecia la integración entre el cuerpo, el soporte y el recipiente, confirmando la correcta correspondencia dimensional y la estabilidad estructural del conjunto.

Figura 8.1.2.I: Vista del dispositivo instalado en inodoro comercial.





8.2 Medidor de Caudal

El medidor de caudal presenta la ventaja de no requerir el almacenamiento de la orina miccionada, ya que mide directamente el flujo durante el proceso. El dispositivo está conformado por dos componentes principales: el cuerpo del dispositivo y el soporte.

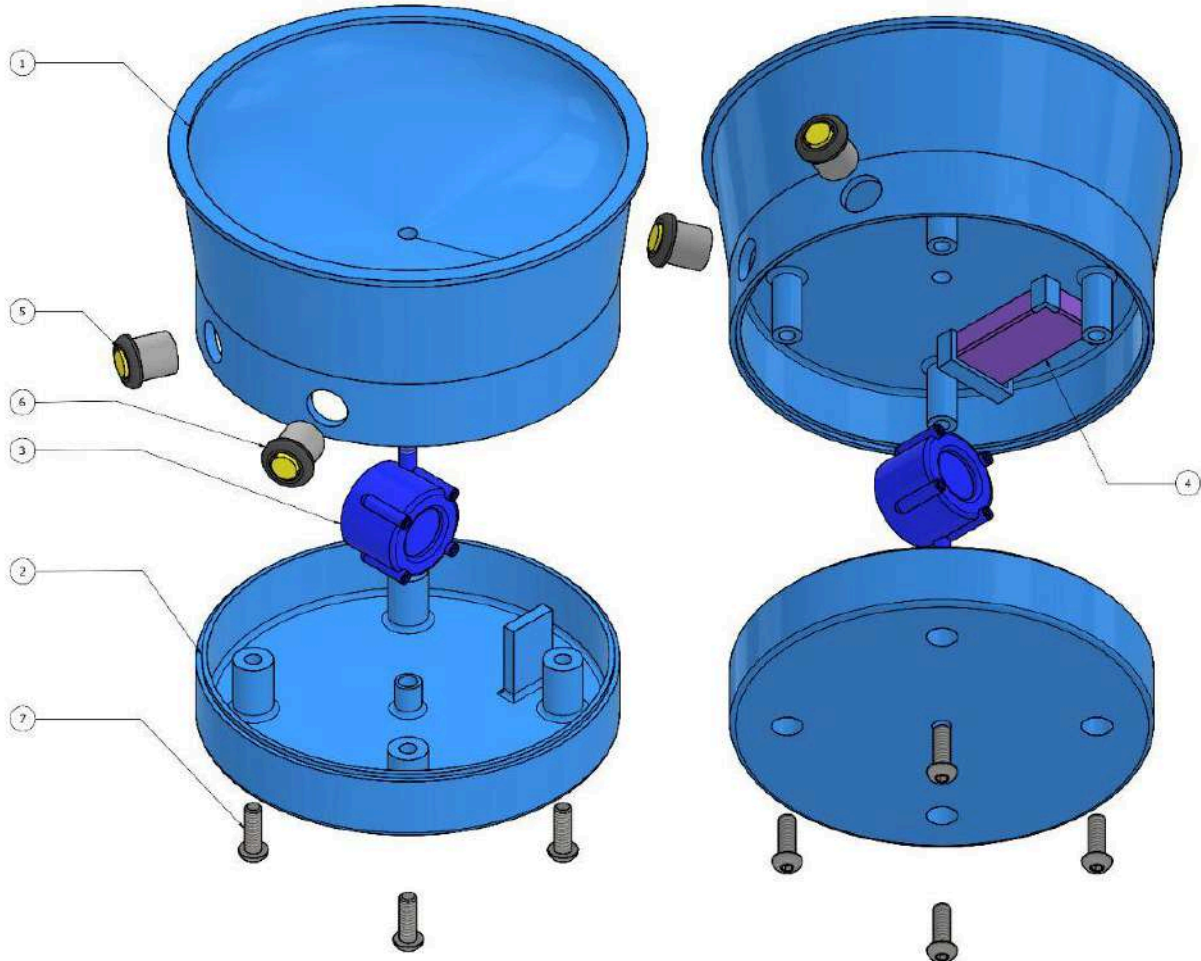
Cuerpo del dispositivo

Para el diseño de este método se tomó como base el segundo prototipo del medidor de masa, dado que su geometría general había demostrado un desempeño satisfactorio en términos de ergonomía, estabilidad y funcionalidad.

A partir de dicho modelo, se realizaron las siguientes modificaciones:

- **Eliminación de los elementos asociados a la medición de masa**, como el asiento de fijación de la celda de carga y el soporte del amplificador HX711.
- **Reajuste de las dimensiones internas** del compartimiento electrónico, con el fin de alojar el caudalímetro YF-S401, de mayor tamaño respecto a los componentes del diseño previo.
- **Rediseño de la parte superior del cuerpo**, adoptando una forma parabólica que favorece el escurrimiento del flujo miccional hacia el orificio de entrada del caudalímetro, optimizando así la recolección del fluido y evitando salpicaduras.

Figura 8.2.a: Cuerpo medidor de caudal.

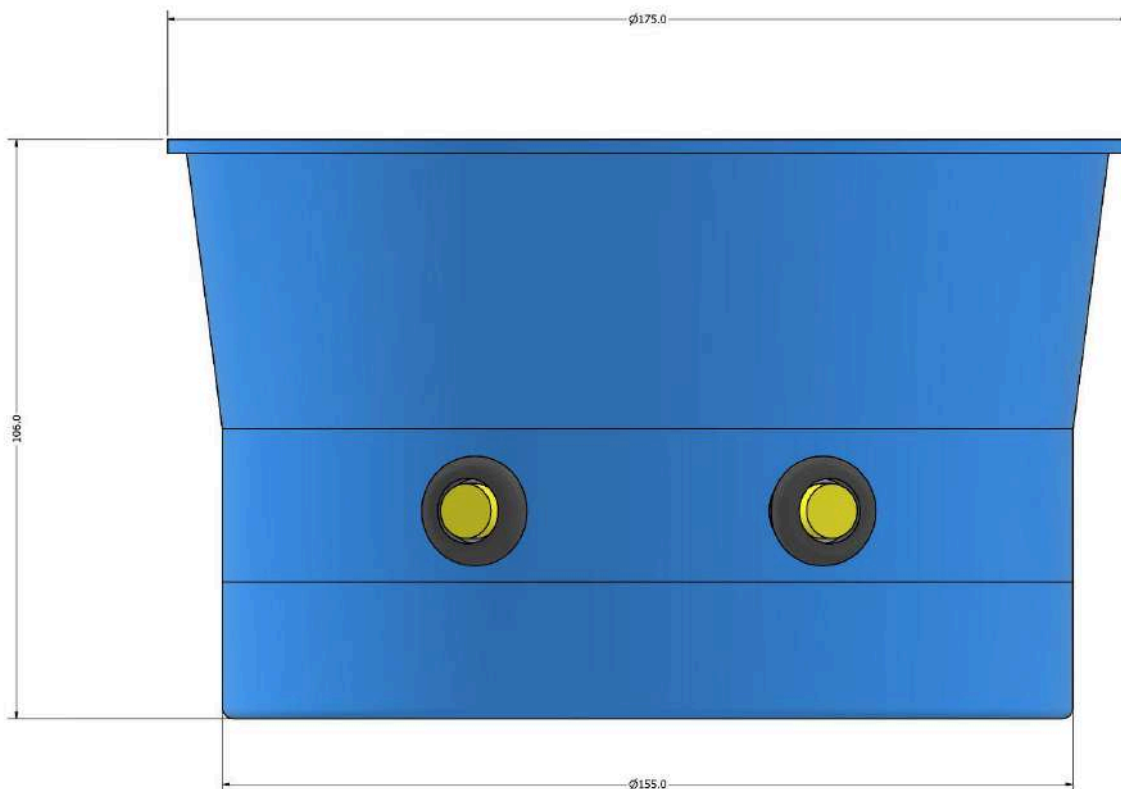


| | |
|---|------------------------|
| 1 | Cuerpo principal |
| 2 | Tapa selladora |
| 3 | Caudalimetro YS-401 |
| 4 | Microcontrolador ESP32 |
| 5 | Boton conexion a WiFi |

| | |
|---|---|
| 6 | Botón medición |
| 7 | Tornillos de cerramiento de tapa 4 x ¼" - 20 UNC x ¾" |

Las dimensiones generales del cuerpo y la disposición de sus componentes se muestran en la Figura 8.2.b.

Figura 8.2.b: Dimensiones cuerpo medidor de caudal.



Soporte

Se emplea el mismo soporte desarrollado para el **segundo prototipo del medidor de masa**, debido a su eficacia comprobada en términos de estabilidad, facilidad de montaje y portabilidad.

El diseño conserva la estructura plegable compuesta por dos aletas articuladas mediante bisagras, lo que permite un posicionamiento firme sobre el inodoro y un almacenamiento compacto una vez plegado.

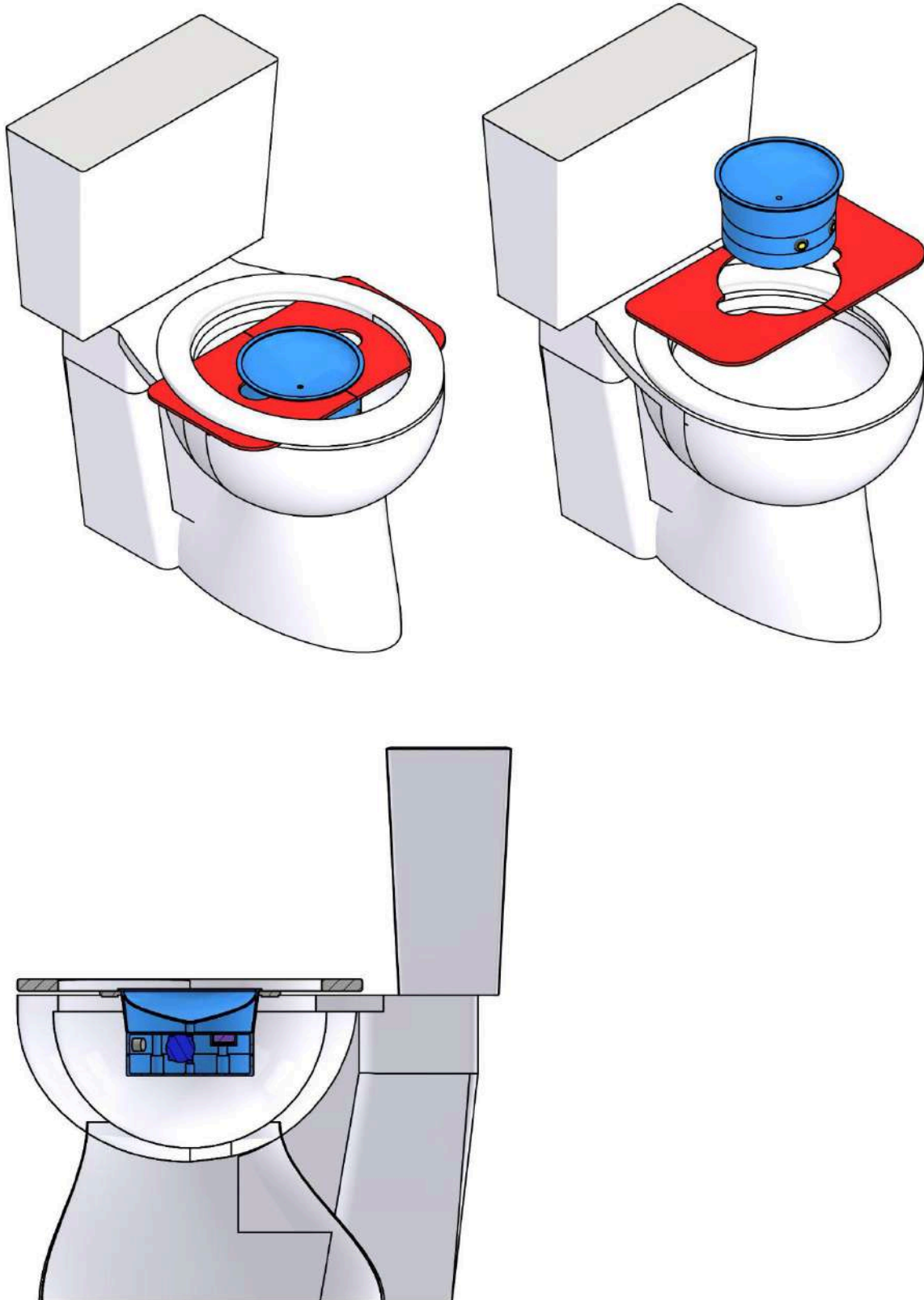
Ensamble

El proceso de ensamblaje mantiene la misma lógica constructiva que el dispositivo de medición de masa.

Durante su instalación, las aletas del soporte se despliegan sobre la superficie del inodoro, y el cuerpo del medidor se encastra en la abertura central, quedando firmemente sujeto para garantizar una posición estable durante la micción.

La Figura 8.2.c muestra el ensamblaje completo del medidor de caudal instalado sobre un inodoro comercial.

Figura 8.2.c: Ensamble final medidor de caudal en inodoro comercial.



9 Diseño y desarrollo del programa

Para alcanzar los objetivos del proyecto, se optó por desarrollar el programa en el entorno de Arduino IDE.

Este programa tiene como objetivo integrar la medición, almacenamiento y transmisión de datos. La lógica de programación se organizó en distintos módulos, cada uno asociado a una función específica del dispositivo.

- **Medición:** por un lado, en el dispositivo medidor de masa el sistema debe registrar continuamente las señales provenientes de la celda de carga y amplificador HX711, convirtiéndolas en valores de masa (gramos). Por otro lado, en el dispositivo con caudalímetro, el sistema debe ser capaz de registrar las señales de pulsos dada por el caudalímetro e interpretarlas para convertirlas en el caudal miccional.
- **Conexión a WiFi:** el programa debe permitir que el ESP32 se conecte a Internet. Para ello, inicialmente debe generar un punto de acceso local y una interfaz web desde la cual el usuario cargue las credenciales de su red. Una vez guardadas, la conexión debe establecerse de forma automática en futuros encendidos.
- **Modo dormir y despertar:** el microcontrolador debe optimizar su consumo energético entrando en modo de suspensión profunda cuando no está en uso y reactivándose mediante un evento programado, eso se lleva a cabo mediante botones.
- **Envío y Almacenamiento de Datos:** el sistema debe transmitir los registros de medición y datos del paciente a Google Sheets mediante Google Apps Script,

organizando la información en formato tabular para su posterior análisis y visualización. Mientras no haya conexión disponible, los datos deben almacenarse temporalmente en la memoria interna del ESP32.

El sistema incorpora un buzzer piezoeléctrico que actúa como señal acústica para informar al usuario sobre el estado del dispositivo. Se definieron distintos patrones de sonido según la acción realizada: encendido, conexión a la red, error de conexión o ingreso en modo de suspensión. Esta retroalimentación auditiva cumple la función de interfaz mínima para guiar al usuario en la interacción con el equipo.

9.1 Medición

9.1.1 Medición de masa

El proceso de medición se inicia cuando el usuario activa el dispositivo mediante el botón físico, lo cual despierta al ESP32 del modo de suspensión profunda. Al encender, el microcontrolador intenta conectarse automáticamente a la red WiFi utilizando las credenciales previamente almacenadas en la memoria no volátil (NVS). Si la conexión es exitosa, el buzzer emite una señal sonora indicando que el sistema está listo para comenzar a registrar datos.

En caso de que las credenciales almacenadas estén incompletas o incorrectas —por ejemplo, debido a una configuración WiFi previa fallida— la medición igualmente se realiza. Los datos adquiridos se almacenan localmente, permitiendo registrar la medición sin interrupciones,

aunque los campos vinculados a la información del paciente permanezcan momentáneamente vacíos.

A partir de ese momento, se habilita la rutina de medición con la celda de carga y el módulo HX711, registrando de forma continua el peso acumulado del líquido. Cada muestra es almacenada, y luego enviada a la base de datos, posteriormente con este dato se calcula tanto el volumen total de la micción como el caudal instantáneo a partir de la variación de peso en función del tiempo.

El ciclo de medición normalmente finaliza cuando el usuario levanta el recipiente después de la micción o cuando apaga manualmente el dispositivo presionando nuevamente el botón. Sin embargo, para prevenir consumos innecesarios de energía en caso de olvido, se incluye un mecanismo automático de seguridad: si transcurre un tiempo máximo predefinido, de 5 minutos, sin que se detenga la sesión, el sistema se cierra de forma autónoma y entra en modo de suspensión profunda.

De esta manera, se asegura que toda la información quede registrada y almacenada, al mismo tiempo que se optimiza la duración de la batería y se brinda una experiencia de uso sencilla y confiable.

9.1.2 Medición de caudal

En el caso de la medición mediante el caudalímetro YF-S401, el proceso comienza igualmente cuando el usuario activa el dispositivo mediante el botón físico, saliendo del modo de suspensión profunda. Una vez encendido, el ESP32 intenta conectarse a la red WiFi

utilizando las credenciales previamente almacenadas. Si la conexión es exitosa, el buzzer emite una señal sonora indicando que el sistema está listo para iniciar el registro de flujo.

Si la conexión WiFi no puede establecerse —ya sea por credenciales erróneas, ausencia de red o configuración inicial incompleta— el dispositivo continúa la medición sin interrupciones. Los datos son almacenados localmente y posteriormente enviados a la base de datos cuando se recupere la conectividad, garantizando la integridad del registro clínico.

El sensor YF-S401 funciona mediante el principio de efecto Hall: el paso del líquido a través del rotor interno genera pulsos eléctricos proporcionales al caudal instantáneo. Cada lectura es almacenada y luego transmitida para su análisis, permitiendo obtener tanto el volumen total evacuado como el comportamiento del flujo durante toda la micción.

El ciclo de medición finaliza automáticamente cuando el flujo detectado cae a cero durante un período preestablecido, lo que indica que la micción terminó, o cuando el usuario apaga manualmente el sistema mediante el botón. Para evitar consumo innecesario de energía ante posibles olvidos, se implementó también un mecanismo de corte automático: si transcurre un tiempo máximo sin flujo detectable o sin interacción del usuario, el dispositivo finaliza la sesión y regresa al modo de suspensión profunda.

Este enfoque asegura que todas las mediciones sean almacenadas correctamente y que el sistema funcione de manera confiable y eficiente, garantizando una experiencia de uso sencilla mientras se preserva la autonomía energética.

9.2 Conexión a internet

El ESP32 fue programado para operar en dos modos complementarios: modo punto de acceso (AP) para configuración inicial y modo estación (STA) para conexión automática a la red del usuario.

Durante la etapa de configuración, el dispositivo crea su propio punto de acceso WiFi, permitiendo que el usuario se conecte desde un teléfono u otra terminal. Para simplificar esta experiencia, se incorpora un código QR, que podemos ver en la Figura 8.3.a, que al ser escaneado conecta automáticamente el dispositivo móvil a la red del ESP32, evitando la búsqueda manual y reduciendo errores de conexión.

Figura 8.3.a: Código QR conexión a red del ESP32.




Una vez conectado, el usuario accede a una interfaz web, como se muestra en Figura 8.3.b, diseñada para:

- Ingresar los datos del paciente (nombre y DNI)

- Visualizar las redes WiFi disponibles cercanas
- Seleccionar una red e ingresar su contraseña

Figura 8.3.b: Interfaz conexión a ESP32.



Uroflujómetro

Nombre y Apellido del paciente:
Ingrese Nombre y Apellido

Documento:
Ingrese documento

Seleccione su red de WiFi:
Personal-DC1-2.4GHz

Ingrese contraseña del WiFi:
Contraseña WiFi

Conectar

Las credenciales son almacenadas en la memoria no volátil (NVS) del ESP32, permitiendo que este procedimiento sea necesario solo una vez. En encendidos posteriores, el microcontrolador utiliza el modo estación (WiFi STA) para reconectarse automáticamente a la red configurada.

Además, el dispositivo incluye un servidor DNS para hacer más fácil la configuración. Esto significa que, cuando el usuario se conecta al WiFi del ESP32, el teléfono o la computadora abre automáticamente la página de configuración del dispositivo, donde ingresa las credenciales. Así, no hace falta escribir direcciones ni buscar la página manualmente.

De esta forma, el código QR para conectarse al WiFi y el servidor DNS permiten que la configuración sea rápida, simple y accesible para cualquier persona, incluso sin conocimientos técnicos.

9.3 Modo dormir y despertar

Para optimizar el consumo de energía y facilitar la interacción con el usuario, el ESP32 fue programado para operar en modo de suspensión profunda (deep sleep), acompañado por un sistema de control mediante dos botones físicos.

- Botón de WiFi: al presionar el botón correspondiente el sistema puede acceder a la configuración de red mediante la interfaz web desarrollada, proceso que se realiza una única vez y que queda almacenado en la memoria no volátil
- Botón de medición: Permite despertar o poner en reposo el dispositivo. Al presionarlo, el ESP32 intenta conectarse automáticamente a la red previamente guardada en memoria, sin intervención del usuario. A continuación, toma las mediciones de la micción y las envía al servidor. En caso de lograr la conexión exitosamente, se activa el buzzer como confirmación; si no es posible conectarse, las mediciones tomadas se guardan en la memoria no volátil para posteriormente enviarlas cuando se logre establecer conexión.

El dispositivo entra nuevamente en modo deep sleep bajo tres condiciones:

- Al presionar nuevamente el botón de medición, apagando el equipo

- Cuando transcurre el tiempo predefinido, para evitar que quede encendido innecesariamente
- Cuando se levanta el recipiente al finalizar la micción

De esta forma, el dispositivo garantiza autonomía energética gracias al uso del deep sleep, al mismo tiempo que ofrece una experiencia de configuración inicial simple y una reconexión automática en los usos posteriores, sin que el usuario deba repetir el proceso.

9.4 Envío Y Almacenamiento De Datos

9.4.1 Envío en batch a Google Sheets (con WiFi)

El registro de los datos de cada micción debe quedar disponible de forma remota para su posterior análisis médico. Para cumplir con este objetivo, se exploró inicialmente el uso de Firebase Realtime Database, una solución de Google orientada a aplicaciones en tiempo real que ofrece sincronización automática y almacenamiento en la nube.

Firebase funcionó correctamente para el almacenamiento y consulta de datos desde el ESP32. Sin embargo, surgió una limitación crítica al intentar integrar los datos con herramientas de inteligencia de negocio (Business Intelligence) como Looker Studio (anteriormente Google Data Studio) o Power BI. Estas plataformas, ampliamente utilizadas para generar reportes y dashboards interactivos, presentan dificultades para conectarse directamente con Firebase Realtime Database debido a la estructura jerárquica de sus datos.

Frente a esta limitación, se decidió migrar la solución hacia Google Sheets, que permite organizar la información en formato tabular nativo, facilita su visualización y análisis

posterior, y cuenta con conectores directos hacia Looker Studio, Power BI y otras herramientas de análisis de datos. Además, Google Sheets integra nativamente con Google Apps Script, un entorno de desarrollo basado en JavaScript que actúa como intermediario entre el ESP32 y la hoja de cálculo.

El flujo de datos implementado es el siguiente:

El ESP32 envía los datos en formato JSON —un formato de texto estructurado que permite organizar información de forma legible, por ejemplo `{"nombre": "Juan", "edad": 30}`— mediante una petición HTTP POST, que es el método estándar de Internet para enviar información a un servidor, similar a completar y enviar un formulario web. Esta petición se dirige a una URL pública generada por el Apps Script. El script recibe la petición, procesa el contenido JSON extrayendo cada campo de datos y escribe las filas correspondientes en la hoja de cálculo.

En una primera versión del código, cada lectura se enviaba inmediatamente después de ser tomada, lo que generaba cientos de peticiones HTTP durante una sola medición. Durante las pruebas iniciales, enviar 150 lecturas de forma secuencial tomaba más de 10 minutos, lo cual hacía inviable el uso práctico del dispositivo. Este problema se debía principalmente a la latencia acumulativa de establecer múltiples conexiones HTTP independientes y al tiempo de procesamiento individual en el servidor.

Para resolver este problema, se implementó una estrategia de almacenamiento temporal en la memoria no volátil del ESP32 mediante un array de estructuras. Durante la medición,

todas las lecturas se guardan localmente en el ESP32. Una vez finalizada la medición (ya sea por acción del usuario o por timeout), se ejecuta la función de envío, que envía el array completo, logrando un envío de información optimizado.

Cada sesión de medición genera dos tipos de información que se envían en formato JSON:

1. Información del paciente y la sesión: Esta información incluye el nombre completo del paciente, número de documento, número de medición (incremental para distinguir múltiples estudios del mismo paciente) y fecha y hora de finalización de la medición.
2. Lecturas individuales de peso: Cada registro de medición contiene el peso medido en gramos.

9.6.2 Almacenamiento persistente sin conexión WiFi

Un requisito fundamental del dispositivo es que pueda funcionar de manera autónoma incluso en ausencia de conectividad a Internet. Existen múltiples escenarios en los que un paciente puede necesitar realizar una medición sin tener acceso a una red WiFi: falta temporal de servicio, ausencia de redes disponibles en el lugar de uso, o problemas técnicos con el router doméstico.

Para resolver esta limitación, se implementó un sistema de almacenamiento persistente en memoria no volátil (NVS) del ESP32. La NVS es una partición de la memoria flash interna que mantiene los datos incluso cuando el dispositivo se apaga completamente.

Cuando el dispositivo intenta establecer la conexión Wi-Fi al inicio de una medición y no lo consigue tras 10 segundos de intentos, el sistema no interrumpe la sesión. En su lugar,

continúa normalmente con la adquisición de datos y almacena todas las lecturas obtenidas en un array.

Al finalizar la medición, en lugar de enviar los datos a la nube, el sistema ejecuta una función que guarda la información recopilada en la memoria no volátil (NVS) del ESP32.

Si el paciente no logra conectarse a la red Wi-Fi y posteriormente devuelve el dispositivo con las mediciones almacenadas en la NVS, el personal responsable deberá conectarlo a la red del establecimiento e ingresar las credenciales del paciente.

Cada vez que el dispositivo se enciende mediante el botón de Wi-Fi y logra establecer conexión exitosamente, se ejecuta automáticamente una rutina que:

- Verifica si existen micciones pendientes almacenadas en la memoria NVS.
- Recupera cada registro de forma secuencial.
- Envía los datos a Google Sheets utilizando el mismo sistema de envío batch.
- Una vez confirmado el envío exitoso, elimina cada registro transmitido para liberar espacio en la memoria.

Este proceso es completamente automático y transparente para el usuario. Las mediciones pendientes se sincronizan sin intervención manual en cuanto el dispositivo detecta conexión a Internet.

9.7 Visualización Y Análisis De Datos

Una vez que los datos quedan almacenados en Google Sheets, es necesario transformarlos en información útil y comprensible para el profesional médico. Los datos en bruto deben

procesarse para calcular parámetros clínicos relevantes como el volumen total, el caudal máximo, el caudal medio y el tiempo total de cada micción. Además, estos valores deben presentarse de forma visual mediante gráficos que permitan identificar rápidamente patrones anormales en el flujo urinario.

Para cumplir con este objetivo, se exploró inicialmente el uso de Microsoft Power BI, una de las herramientas de Business Intelligence más utilizadas en entornos corporativos. Sin embargo, Power BI presentó limitaciones importantes en su versión gratuita: requiere instalación de software de escritorio (no funciona completamente en la web), tiene restricciones en la cantidad de actualizaciones automáticas de datos, y su integración con Google Sheets no es nativa, requiriendo pasos adicionales de autenticación y configuración.

Frente a estas dificultades, se optó por utilizar Looker Studio (anteriormente Google Data Studio), la herramienta de visualización de datos de Google. Looker Studio tiene una integración directa y nativa con Google Sheets, permitiendo que cualquier cambio en la hoja de cálculo se refleje automáticamente en los dashboards sin necesidad de configuraciones adicionales. Además, es completamente gratuito, funciona íntegramente en el navegador web, y permite compartir informes interactivos mediante un simple enlace, facilitando el acceso para médicos.

Esta decisión refuerza la elección previa de Google Sheets como plataforma de almacenamiento: al mantener todo el ecosistema de datos dentro de las herramientas de Google (Sheets + Apps Script + Looker Studio), se logra una integración fluida, sin fricciones técnicas, y con actualizaciones en tiempo real.

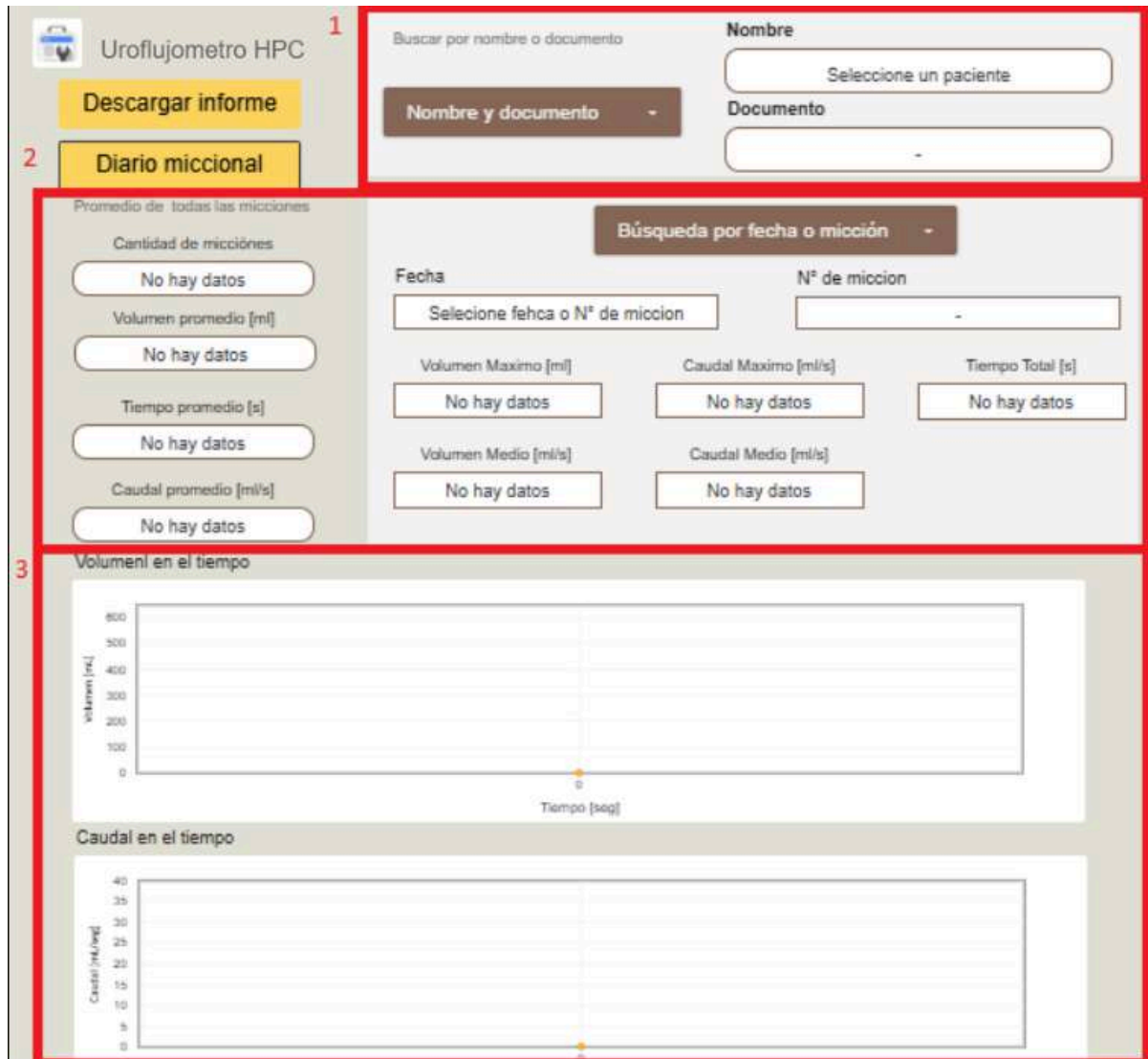
Si bien Looker Studio resultó adecuado para este proyecto, es importante reconocer que la herramienta presenta ciertas limitaciones frente a alternativas como Power BI. En particular, Looker Studio depende fuertemente de las capacidades de procesamiento de la fuente de datos, ofreciendo menos herramientas internas para limpieza avanzada, modelado y manipulación compleja de información. Asimismo, sus opciones de personalización visual y analítica son más acotadas. A pesar de estas diferencias, para el contexto clínico planteado —donde prima la accesibilidad, la sencillez operativa y la integración directa con Google Sheets— Looker Studio ofrece una solución óptima y suficiente

9.7.1 Diseño del dashboard.

El diseño del informe en Looker Studio se planificó considerando las necesidades específicas del urólogo al analizar los resultados de un estudio de uroflujometría. El objetivo principal fue presentar la información de forma clara, organizada y accesible, evitando saturar la interfaz con datos irrelevantes y facilitando la comparación entre múltiples micciones de un mismo paciente.

La estructura visual del dashboard se dividió en tres zonas funcionales:

Figura 9.7.1.a: Dashboard para visualización de datos.



1. Panel de búsqueda por nombre o documento

En la parte superior se ubica un buscador por nombre o documento que permite identificar rápidamente al paciente deseado dentro de la base de datos. Este filtro es esencial cuando el sistema acumula registros de múltiples usuarios a lo largo del tiempo.

Figura 9.7.1.b: Panel de búsqueda por nombre o documento.

Buscar por nombre o documento

Nombre y documento ▾

Nombre

Selecione un paciente

Documento

-

2. Información esencial

En el sector izquierdo de la interfaz se presentan los promedios generales correspondientes a todas las micciones registradas para el paciente seleccionado. En esta sección se visualizan los parámetros clínicamente relevantes solicitados por el profesional médico: cantidad total de micciones realizadas con el dispositivo, volumen promedio por micción, tiempo promedio y demás variables asociadas.

Cabe destacar que esta funcionalidad constituye un valor agregado que no suele estar presente en otros dispositivos comerciales orientados a la medición de caudal—incluyendo el equipo actualmente utilizado en el HPC—. Los profesionales consultados coincidieron en que disponer de esta información adicional aporta un beneficio clínico significativo, ya que permite un análisis más completo del comportamiento miccional del paciente. Lo mismo ocurre con la integración del diario miccional, que será desarrollada en secciones posteriores.

Figura 9.7.1.c: Información de todas las micciones.

Promedio de todas las micciones

Cantidad de micciones

No hay datos

Volumen promedio [ml]

No hay datos

Tiempo promedio [s]

No hay datos

Caudal promedio [ml/s]

No hay datos

Por otro lado, en el sector derecho se incorpora un filtro por número de micción, que permite seleccionar específicamente cuál de las mediciones individuales se desea analizar en detalle. Esta funcionalidad resulta fundamental, dado que un mismo paciente puede realizar múltiples estudios en distintos momentos. De esta manera, el médico puede comparar la evolución de los parámetros entre una micción y otra, facilitando el seguimiento clínico y la toma de decisiones.

Además, en esta sección se muestran en detalle los parámetros médicos correspondientes a cada micción. Estos valores permiten evaluar cómo está funcionando el proceso urinario del paciente en cada medición individual.

Los cuatro parámetros que se presentan son:

- **Volumen total [ml]:** cantidad total de orina eliminada durante la micción
- **Caudal máximo [ml/s]:** pico más alto de flujo alcanzado (el valor más importante desde el punto de vista diagnóstico)
- **Caudal medio [ml/s]:** promedio del flujo durante toda la micción
- **Tiempo total [s]:** duración completa de la micción desde el inicio hasta el fin

Todos estos valores se calculan de manera automática en Looker Studio a partir de los datos crudos de peso y tiempo que se almacenan inicialmente en Google Sheets. De este modo, el profesional de salud puede acceder a indicadores procesados y listos para su análisis, sin necesidad de realizar cálculos manuales ni utilizar herramientas adicionales.

Figura 9.7.1.d: Información de la micción seleccionada.

Búsqueda por fecha o micción

Fecha: Seleccione fecha o N° de miccion

N° de miccion: -

Volumen Maximo [ml]: No hay datos

Caudal Maximo [ml/s]: No hay datos

Tiempo Total [s]: No hay datos

Caudal Medio [ml/s]: No hay datos

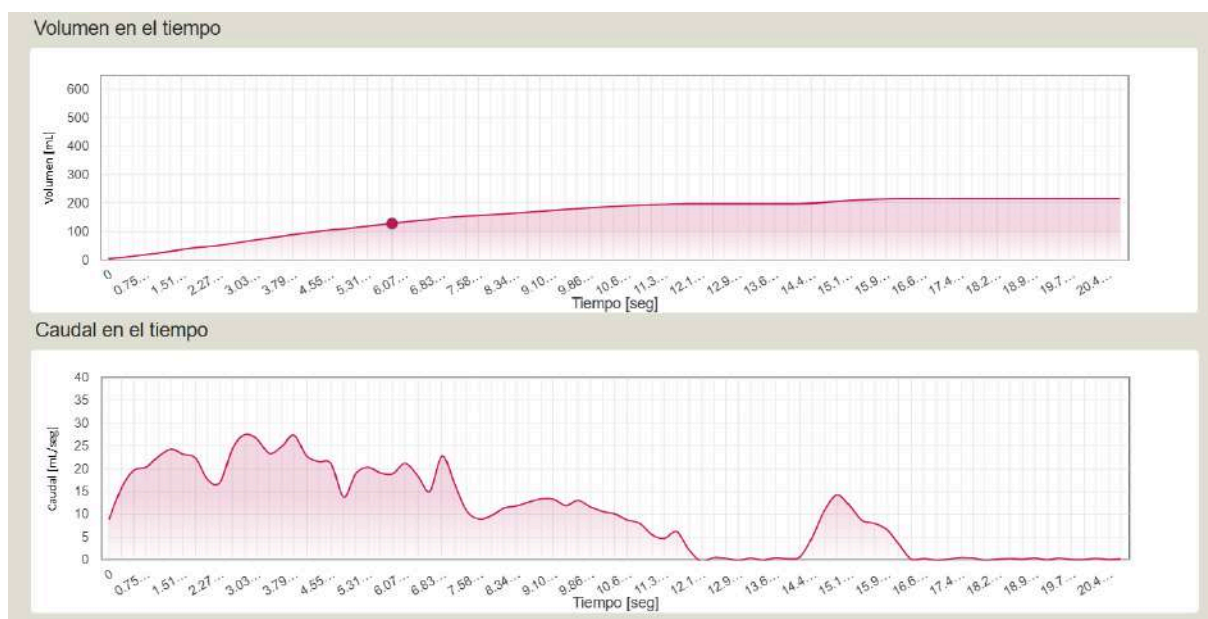
3. Gráficos de curvas:

En la parte central e inferior del dashboard se ubican los dos gráficos más importantes del estudio de uroflujometría:

- **Curva de volumen en el tiempo:** muestra cómo se acumula el volumen de orina a lo largo de la micción.
- **Curva de caudal en el tiempo:** representa el flujo en cada momento de la micción.

Ambos gráficos comparten el mismo eje temporal, permitiendo relacionar visualmente los cambios en el flujo con los momentos específicos de la micción. El diseño limpio y sin elementos distractores facilita la interpretación rápida de los resultados.

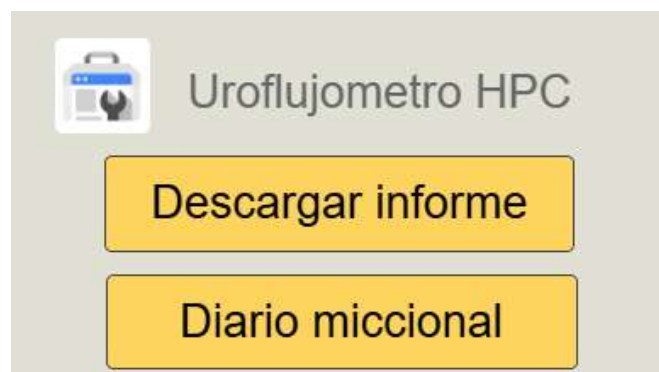
Figura 9.7.1.e: Gráficos Volumen vs tiempo y Caudal vs tiempo.



Finalmente, en la parte superior izquierda de la interfaz se encuentran dos botones principales. El primero permite **descargar el informe en formato PDF**, de manera que el profesional pueda incorporarlo al sistema clínico que utilice, o bien guardarlo y compartirlo según considere necesario.

Justo debajo se ubica el botón "**Diario Miccional**", que redirige a una pantalla específica donde es posible analizar el diario miccional del paciente, visualizando el registro detallado de horarios, volúmenes y frecuencia urinaria para una evaluación complementaria y más completa.

Figura 9.7.1.f: Botones descargar informe y cambio a diario miccional.



Diario miccional

Esta pantalla muestra los datos registrados por el dispositivo en un formato tabular, permitiendo visualizar y comparar cada micción de manera detallada. A diferencia de la vista anterior —donde se analizan las micciones individualmente y se muestran valores promedio generales— en esta sección se ofrece una visión global y comparativa de todas las micciones del paciente.

El desarrollo de esta vista surge a partir de una solicitud específica de profesionales de urología, particularmente orientado al análisis del diario miccional en mujeres. En la práctica clínica, el estudio del diario miccional femenino es relevante para evaluar patrones miccionales, identificar urgencia urinaria, frecuencia aumentada, nocturia, entre otros

comportamientos que pueden no detectarse únicamente mediante el análisis de una micción aislada. Esta visualización facilita a los médicos una herramienta clara para observar la constancia, progresión y variabilidad del hábito miccional.

Figura 9.7.1.g: Pantalla diario miccional.



En el sector superior se encuentran los controles principales, descargar informe: genera un archivo PDF con la información visualizada, para su incorporación al sistema clínico o archivo personal del profesional, y volver, donde regresa a la vista principal del estudio.

A la izquierda se presenta un resumen con los promedios de todas las micciones registradas por el dispositivo: cantidad total, volumen promedio, duración promedio y caudal promedio.

En ausencia de información, se indica con el mensaje “No hay datos”.

Además, se incluye un filtro Día / Noche, que permite diferenciar las micciones según el momento del día. Esta funcionalidad es especialmente útil en contextos clínicos donde es

necesario evaluar la distribución horaria de la eliminación urinaria, dado que ciertos patrones patológicos pueden manifestarse únicamente en horarios específicos.

Finalmente, en la tabla central se visualiza cada micción en orden cronológico, incluyendo parámetros como número de micción, fecha, hora, volumen total, volumen promedio y tiempos promedio, duración total y valores de caudal. Esta estructura facilita la comparación directa entre micciones y permite detectar tendencias o variaciones relevantes para el diagnóstico y seguimiento del paciente.

En conjunto, esta vista complementa el análisis individual de micciones al proporcionar una perspectiva integral y cronológica del comportamiento miccional, lo que aporta al profesional una herramienta objetiva y accesible para la interpretación clínica basada en datos cuantitativos.

10 Pruebas y validación

10.1 Calibración

Tanto el sistema de medición por peso como el de medición por caudal requieren un proceso de calibración con el fin de obtener lecturas precisas y representativas de la magnitud medida.

Para ello, se desarrollaron dos programas específicos —uno para cada método— que permiten determinar los factores de calibración correspondientes. Una vez obtenidos, estos valores son incorporados en el programa principal del dispositivo para realizar las mediciones definitivas.

10.1.1 *Medidor de Masa*

En este caso, el objetivo de la calibración es determinar el **factor de escala** de la celda de carga, parámetro que se introduce mediante una función específica de la librería del amplificador. Esta función ajusta todos los valores registrados por la celda aplicando el factor de escala calculado.

Para llevar a cabo la calibración se utiliza un **peso patrón conocido**, obtenido con la balanza patrón del laboratorio del INTA. El procedimiento recomendado por la librería empleada consiste en:

3. Realizar la tara del sistema

4. Llamar la función correspondiente al factor de escala vacío.
5. Colocar el peso patrón sobre la celda de carga.
6. Registrar el promedio de 10 mediciones obtenidas.
7. Calcular el factor de escala como la relación entre el valor medido y el peso real conocido.

Este experimento se realiza 10 veces, donde se debe retirar el peso tarar nuevamente el sistema y repetir el procedimiento cada vez, para obtener un factor de escala que sea el promedio de los factores de escala individuales obtenidos.

$$fe = \frac{fe_1+fe_2+fe_3+fe_4+fe_5+fe_6+fe_7+fe_8+fe_9+fe_{10}}{10} = \frac{717,73}{10}$$

$$fe = \frac{717,73+717,98+718,32+718,21+717,73+718,21+717,69+718,00+718,23+718,04}{10} = 718,014$$

10.1.2 Caudalímetro

El caudalímetro empleado se basa en un sensor de efecto Hall, que detecta el paso de un imán montado en el eje de rotación del rotor. Cada vuelta del rotor genera un pulso, de modo que la cantidad total de pulsos detectados resulta proporcional al volumen de líquido que atraviesa el orificio calibrado del caudalímetro, de esto se determina el factor de pulsos, que es la relación entre la cantidad de pulsos detectados por el paso de un volumen conocido.

El caudal volumétrico (Q) se obtiene midiendo la frecuencia de pulsos generada durante un intervalo de tiempo determinado y dividiéndola por el factor de pulsos (característico del dispositivo):

$$Q = \frac{\text{frecuencia}}{\text{factorPulsos}} \left[\frac{\text{p/s}}{\text{p/mL}} \right]$$

En la calibración del caudalímetro deben considerarse dos aspectos principales:

- Caudal máximo: corresponde al flujo máximo que puede atravesar el caudalímetro sin generar acumulación de líquido en su entrada (efecto “cuello de botella”).
- Caudal mínimo: depende del método de conteo de pulsos implementado. En este caso, el programa registra pulsos en intervalos de 500 ms, por lo que se requiere al menos un pulso en ese lapso para que el sistema detecte flujo.

El caudalímetro YF-S401, utilizado en este proyecto, posee de fábrica un factor de 5880 pulsos/L, correspondiente a un orificio de entrada de aproximadamente 1 mm.

Las pruebas iniciales arrojaron un caudal máximo medido de 3 mL/s, valor insuficiente para estudios de uroflujometría, donde se requiere al menos 30 mL/s.

Por otro lado, el volumen mínimo detectado (un pulso) equivale a:

$$V_{min} = \frac{1000 \text{ [mL]}}{5880 \text{ [pulsos/L]} \cdot 1 \text{ [L]}} = 0,17 \text{ [mL]}$$

Correspondiente a un caudal mínimo detectado en 0,5 segundos de:

$$Q_{min} = \frac{V_{min}}{t} = \frac{0,17 [mL]}{0,5 [s]} = 0,34 [mL/s]$$

Esto implica que, para caudales menores a 0,34 mL/s, el sensor no registrará flujo aunque exista paso de líquido.

Dado que el caudal máximo del sensor original resultó menor al caudal necesario como se mostró, se decidió calibrar manualmente el dispositivo agrandando progresivamente el orificio de entrada y determinando para cada caso un nuevo factor de pulsos, sensibilidad y caudal máximo.

Para cada diámetro de orificio se hicieron pasar 500 mL de agua, registrando la cantidad total de pulsos detectados, como el caudal máximo, este último se midió utilizando el dispositivo de masa ya calibrado. Este procedimiento se repitió 8 veces por orificio, obteniendo así el valor promedio del nuevo factor de pulsos y caudales máximos. Se realizaron ensayos con cinco orificios distintos: el original y cuatro ampliaciones sucesivas.

Tabla 10.1.2.a: Tablas orificios calibrados.

| 1er ORIFICIO | | 2do ORIFICIO | | 3er ORIFICIO | |
|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Diametro | 1,5 mm | Diametro | 3,5 mm | Diametro | 4 mm |
| Factor pulsos | 5880 pulsos/L | Factor pulsos | 2630 pulsos/L | Factor pulsos | 1714 pulsos/L |
| Caudal Maximo | 3 mL/s | Caudal Maximo | 10 mL/s | Caudal Maximo | 13,9 mL/s |
| Caudal Minimo | 0.17 mL/puso | Caudal Minimo | 0.38 mL/pulso | Caudal Minimo | 0.58 mL/pulso |

| 4to ORIFICIO | | 5to ORIFICIO | |
|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Diametro | 5 mm | Diametro | 6,5 mm |
| Factor pulsos | 1160 pulsos/L | Factor pulsos | 804 pulsos/L |
| Caudal Maximo | 20,1 mL/s | Caudal Maximo | 32,34 mL/s |
| Caudal Minimo | 0.86 mL/puso | Caudal Minimo | 1.24 mL/pulso |

Debido a las dimensiones físicas del sensor, el orificio máximo posible fue de 6,5 mm, obteniéndose un factor de pulsos de 804 pulsos/L, equivalente a una sensibilidad de 1,24 mL/pulso. Como vimos, el volumen mínimo detectado en un pulso equivale a:

$$V_{min} = \frac{1000 [mL]}{804 [pulsos/L] \cdot 1 [L]} = 1,24 [mL]$$

En esas condiciones:

$$Q_{min} = \frac{V_{min}}{freq} = \frac{1,24 [mL]}{0,5 [s]} = 2,48 [mL/s]$$

El caudal máximo medido con este orificio fue de 32 mL/s, valor adecuado para el estudio médico previsto.

Si bien el caudal mínimo detectable en un pulso disminuye (variaciones detectables de 2,48 mL/s).

Posterior a la calibración, se realizaron pruebas de funcionamiento contrastando las lecturas del caudalímetro volumétrico con el dispositivo de masa (previamente validado). Los resultados obtenidos presentaron fluctuaciones significativas y una falta de concordancia con los valores de referencia, resultando inaceptables para un estudio médico de precisión.

Esta discrepancia se atribuye a que el sensor YF-S401 está diseñado para regímenes de caudal constante y flujos prolongados. En la uroflujometría, donde el caudal es altamente variable y se requiere una frecuencia de muestreo muy corta, el principio de medición del

sensor no logra la estabilidad necesaria. Por consiguiente, se determinó omitir el análisis de incertidumbre para este método y descartar su factibilidad técnica para el prototipo final

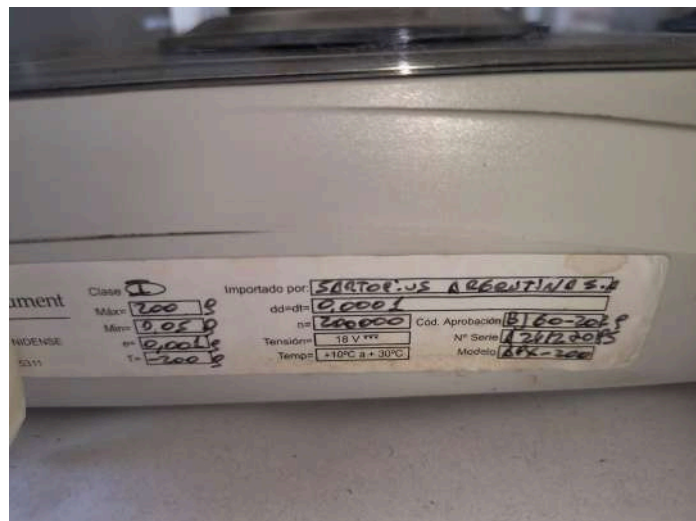
10.2 Reporte de la incertidumbre del sistema

Con el fin de conocer la exactitud real del sistema de medición de masa y su grado de confiabilidad, se realizó un proceso de verificación y contraste del dispositivo desarrollado frente a instrumentos de referencia certificados.

Inicialmente se buscó realizar la calibración del sistema en un laboratorio de metrología del INTI, con el objetivo de obtener una determinación trazable y respaldada oficialmente. Sin embargo, esto no fue posible por coordinación de los equipos.

Como alternativa, se optó por realizar las pruebas en el Laboratorio de Microbiología del INTA Balcarce, donde se dispuso del uso de dos balanzas de alta precisión con diferentes rangos de medición, ambas sometidas a calibraciones periódicas y utilizadas habitualmente para tareas analíticas de laboratorio. Mostradas en las siguientes imágenes.

Figura 10.2.a: Instrumentos patrón utilizados.



El objetivo de este procedimiento fue determinar la relación entre las mediciones del dispositivo y las lecturas de referencia, obteniendo así una curva de calibración que permita evaluar el error sistemático y la incertidumbre asociada a la medición de masa.

10.2.1 Metodología

Para realizar la quebrada de calibración se obtienen 10 pesos patrones confeccionados en el laboratorio de microbiología del INTA Balcarce con las balanzas patrones calibradas. Luego se utilizaron estos pesos de referencia midiendo con nuestro dispositivo.

El ensayo comenzó realizando mediciones sin carga (0 g). Para esta condición, la medición se repitió diez veces y se registraron los valores obtenidos por el dispositivo desarrollado. Luego se colocó un peso conocido y se repitió el mismo procedimiento. Este proceso se realizó de forma incremental, luego se llevó a cabo el mismo procedimiento de forma decreciente y por último se realizaron 8 repeticiones con patrones aleatorios.

Los valores de peso a lo largo del rango de medición utilizados son:

0g - 21,02g - 62,37g - 104,59g - 202,65g - 280,37g - 350,29g - 435,89g - 521,42g - 596,62g.

Por último con todos los datos obtenidos se realiza la quebrada de calibración, donde en cada punto de medición se obtiene la mejor estimación de la medida y la incertidumbre expandida bajo los lineamientos de la GUM nombrados en el apartado 4.1.1.

10.2.2 Resultados obtenidos

A modo de ejemplo, se presenta a continuación el procedimiento utilizado para determinar uno de los puntos de la quebrada de calibración, correspondiente al valor de referencia de 21,02 g.

Se realizaron diez mediciones consecutivas con el dispositivo desarrollado, obteniéndose los siguientes valores:

| Resultados obtenidos para valor de referencia de 21,02 g. | | | | | | | | | |
|---|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|-------|
| 20.878 | 20.925 | 20.904 | 20.893 | 20.892 | 20.902 | 20.888 | 20.957 | 20.858 | 20.95 |

Luego estos serán utilizados para los siguientes cálculos:

1. Mejor estimación posible

$$\bar{q} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n q_k = 20,905 [g]$$

2. Incertidumbre tipo A

La incertidumbre tipo A primero determinó la varianza experimental.

$$s^2(q_k) = \frac{1}{n-1} \sum_{j=1}^n (q_j - \bar{q})^2 = 0.00096$$

A partir de esta se calculó la U_p

$$U_p = t_p(v) \cdot \sqrt{\frac{s^2(q_k)}{n}} = 1,06 \cdot \sqrt{\frac{0,00096}{10}} = 0,0104 [g]$$

3. Incertidumbre típica combinada de corrección del volumen

La corrección se define como:

$$C = \frac{q_{patrón} - \bar{q}}{\rho}$$

Considerando la densidad de la orina y su incertidumbre asociada:

$$\rho = 1,0175 \pm 0,0125 [g/mL]$$

La incertidumbre del instrumento patrón es de 0,01 g.

Se calculó la incertidumbre típica combinada de la corrección mediante la ley de propagación de incertidumbres:

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i) = \left(\frac{1}{\rho} \right)^2 \cdot U_p^2 + \left(\frac{1}{\rho} \right)^2 \cdot u_{patrón}^2 + \left(\frac{q_{patrón} - \bar{q}}{\rho^2} \right)^2 \cdot u_{\rho}^2 =$$

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left[\frac{\partial f}{\partial x_i} \right]^2 \cdot u^2(x_i) = \left(\frac{1}{1,0175} \right)^2 \cdot 0,0104^2 + \left(\frac{1}{1,0175} \right)^2 \cdot 0,01^2 + \left(\frac{21,02 - 20,905}{1,0175^2} \right)^2 \cdot 0,0125^2 =$$

Obteniéndose:

$$u_c^2(y) = 0,000197 [mL]$$

4. Incertidumbre expandida.

La incertidumbre expandida se obtuvo multiplicando la incertidumbre típica combinada de la corrección por el factor de cobertura $k = 2$, correspondiente a un nivel de confianza del 95 %:

$$u_e = u_c(y) \cdot k = \sqrt{0,000197} \cdot 2 = 0,028 [mL]$$

5. Valor de corrección

Finalmente, el valor de corrección del volumen y su incertidumbre asociada, para el punto de referencia de 21,02 g resultan:

$$C = \frac{q_{\text{patrón}} - \bar{q}}{\rho} = \frac{21,02 - 20,905}{1,0175} = 0,113 [mL]$$

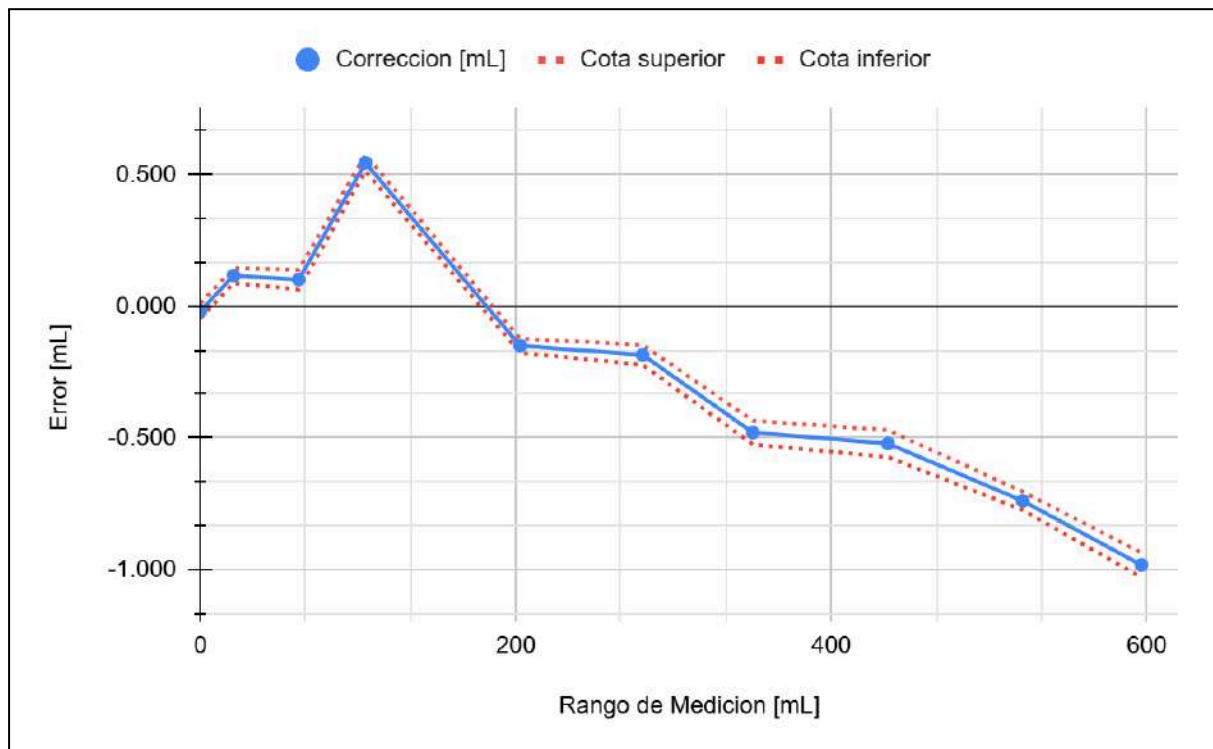
$$0,113 \pm 0,028 [mL]$$

Repitiendo este procedimiento para cada uno de los valores patrón mencionados anteriormente, se confeccionó la tabla resumen que presenta, para cada punto de referencia, el peso patrón, el peso medido, la corrección del volumen correspondiente y su incertidumbre expandida. A partir de dicha tabla se elaboró el gráfico que representa la quebrada de calibración del instrumento desarrollado.

Tabla 10.2.2.a: Datos de valores obtenidos para armar la quebrada de calibración.

| | Valor Patron [g] | Valor Medido [g] | Correccion [mL] | Incertidumbre de la correccion [mL] | Cota superior | Cota inferior |
|----|------------------|------------------|-----------------|-------------------------------------|---------------|---------------|
| 1 | 0 | 0.0185 | -0.018 | 0.0279 | 0.010 | -0.046 |
| 2 | 21.02 | 20.9047 | 0.1153 | 0.0286 | 0.1439 | 0.0867 |
| 3 | 62.37 | 62.2693 | 0.1007 | 0.0371 | 0.1378 | 0.0636 |
| 4 | 104.59 | 104.0457 | 0.5443 | 0.0311 | 0.5754 | 0.5132 |
| 5 | 202.65 | 202.8005 | -0.1505 | 0.0267 | -0.1238 | -0.1772 |
| 6 | 280.37 | 280.5553 | -0.1853 | 0.0380 | -0.1473 | -0.2233 |
| 7 | 350.29 | 350.7708 | -0.4808 | 0.0449 | -0.4359 | -0.5257 |
| 8 | 435.89 | 436.4124 | -0.5224 | 0.0511 | -0.4713 | -0.5735 |
| 9 | 521.42 | 522.1603 | -0.7403 | 0.0349 | -0.7054 | -0.7752 |
| 10 | 596.62 | 597.6041 | -0.9841 | 0.0467 | -0.9374 | -1.0308 |

Figura 10.2.2.a: Quebrada de calibración dispositivo desarrollado.



10.3 Error de punto de aplicación

Debido a la forma constructiva del dispositivo y a la elevada sensibilidad de la celda de carga utilizada, resulta necesario evaluar la influencia del punto de aplicación de la carga sobre la medición. En particular, se analizó el error introducido cuando el peso no se aplica en el centro geométrico de la base de medición, generando una condición de carga excéntrica.

Para ello, se realizaron ensayos aplicando la carga en tres posiciones distintas de la base:

- Centro geométrico,
- Punto intermedio entre el centro y el borde,
- Borde de la base de medición.

Se seleccionaron tres valores de masa representativos del rango de trabajo del dispositivo. Para cada combinación de peso y punto de aplicación, la medición se repitió diez veces, y los resultados fueron procesados siguiendo los mismos lineamientos dados en el punto 3.4.1.

10.3.1. Peso de 75 g

Este valor corresponde al menor peso analizado, para el cual se espera una menor influencia del punto de aplicación. Los resultados obtenidos muestran que, a medida que el punto de aplicación se aleja del centro de la base, aumenta levemente la desviación respecto al valor medido en posición central.

No obstante, la máxima desviación observada representa aproximadamente un 0,03 % del valor medido, lo cual resulta despreciable para el tipo de estudio clínico considerado.

Tabla 10.3.1.a: Datos obtenidos para peso 75 g.

| PESO | Centro | Intermedio | Borde |
|----------------------------|--------|------------|--------|
| 75g | 75.02 | 74.98 | 75.08 |
| | 75 | 75.03 | 75.09 |
| | 74.96 | 75.06 | 74.98 |
| | 74.89 | 75.03 | 74.96 |
| | 74.98 | 74.96 | 75.04 |
| | 75.02 | 74.97 | 75.08 |
| | 74.96 | 75.03 | 74.92 |
| | 75.04 | 74.98 | 74.99 |
| | 75.06 | 74.92 | 74.93 |
| | 74.99 | 75 | 75.04 |
| Media | 74.992 | 74.996 | 75.011 |
| Incertidumbre | 0.0163 | 0.0141 | 0.0213 |
| Desv. respecto al centro | | -0.004 | -0.019 |
| Desv. respecto al centro % | | -0.005% | -0.03% |

10.3.2 Peso 200 g

Se repitió el procedimiento descrito anteriormente utilizando un peso de 200 g. En este caso, se observa nuevamente una tendencia creciente de la desviación al desplazar la carga hacia el borde de la base.

Sin embargo, las magnitudes de error obtenidas continúan siendo reducidas y no introducen diferencias significativas en la medición, manteniéndose dentro de valores despreciables para la aplicación prevista.

Tabla 10.3.1.b: Datos obtenidos para peso 200 g.

| PESO | Centro | Intermedio | Borde |
|----------------------------|---------|------------|---------|
| 200g | 199.48 | 199.4 | 199.41 |
| | 199.43 | 199.37 | 199.34 |
| | 199.45 | 199.4 | 199.37 |
| | 199.41 | 199.42 | 199.34 |
| | 199.33 | 199.36 | 199.32 |
| | 199.38 | 199.4 | 199.35 |
| | 199.49 | 199.41 | 199.37 |
| | 199.44 | 199.4 | 199.42 |
| | 199.44 | 199.38 | 199.36 |
| | 199.36 | 199.36 | 199.36 |
| Media | 199.421 | 199.390 | 199.364 |
| Incertidumbre | 0.0172 | 0.0071 | 0.0104 |
| Desv. respecto al centro | | 0.031 | 0.057 |
| Desv. respecto al centro % | | 0.02% | 0.03% |

10.3.3 Peso 500 g

Finalmente, se realizaron los ensayos con un peso de referencia de 500 g, correspondiente a la zona superior del rango de medición del dispositivo. Para este caso se obtuvo la mayor desviación respecto a la medición realizada en el centro de la base.

A pesar de ello, el error observado sigue siendo de baja magnitud y no resulta relevante desde el punto de vista clínico, confirmando que la influencia del punto de aplicación de la carga es limitada dentro del rango de uso del dispositivo.

Tabla 10.3.1.c: Datos obtenidos para peso 500 g.

| PESO | Centro | Intermedio | Borde |
|----------------------------|---------|------------|---------|
| 500g | 499 | 498.95 | 498.82 |
| | 499.01 | 498.87 | 498.8 |
| | 499 | 498.92 | 498.02 |
| | 499.02 | 498.89 | 498.92 |
| | 499.01 | 498.89 | 498.86 |
| | 499.05 | 498.84 | 498.91 |
| | 499.06 | 498.88 | 498.98 |
| | 499.08 | 498.92 | 498.9 |
| | 499.06 | 498.94 | 498.84 |
| | 499.11 | 498.84 | 498.8 |
| Media | 499.040 | 498.894 | 498.785 |
| Incertidumbre | 0.0126 | 0.0129 | 0.0922 |
| Desv. respecto al centro | | 0.146 | 0.255 |
| Desv. respecto al centro % | | 0.03% | 0.05% |

Conclusión del análisis

A partir de los ensayos realizados, se concluye que el error introducido por la aplicación excéntrica de la carga es sistemáticamente creciente al aumentar la distancia al centro de la base, pero permanece dentro de valores despreciables para el estudio de uroflujometría. Por lo tanto, el diseño mecánico del dispositivo resulta adecuado para su uso previsto, sin requerir restricciones adicionales sobre el punto de aplicación de la carga.

11 Conclusiones

El presente trabajo tuvo como objetivo general el diseño, desarrollo y evaluación de un dispositivo para el estudio de la uroflujometría que permitiera realizar mediciones de forma domiciliaria, simple y confiable, con el fin de optimizar la experiencia del paciente durante la realización del estudio, favoreciendo condiciones de medición más habituales y, en consecuencia, la obtención de resultados más confiables y representativos. Asimismo, el dispositivo desarrollado aportó herramientas que facilitan la labor del profesional de la salud, contribuyendo a una gestión más eficiente del seguimiento y análisis clínico.

En relación con los **objetivos específicos**, se plantearon cuatro alternativas de medición del flujo urinario, basadas en la determinación del volumen mediante peso, la medición directa de caudal, la medición volumétrica y la medición mediante el sonido. Cada una de estas soluciones fue analizada desde el punto de vista técnico, evaluando su factibilidad, complejidad de implementación, limitaciones y desempeño, lo que permitió seleccionar y profundizar en aquellas configuraciones más adecuadas, como resultó ser el método de medición por masa y el método de medición por caudal, para el propósito del estudio.

Se desarrolló exitosamente un sistema electrónico basado en un microcontrolador ESP32, capaz de adquirir, procesar y almacenar los datos de medición, incorporando conectividad inalámbrica para la posterior transmisión de la información. La lógica de funcionamiento implementada contempla situaciones reales de uso, como la imposibilidad de conexión a una red Wi-Fi durante la medición, garantizando la integridad de los datos mediante el almacenamiento en memoria no volátil y su posterior envío automático cuando se

restablece la conectividad. Este enfoque aporta robustez al sistema y lo hace adecuado para un entorno domiciliario, donde las condiciones de operación no siempre son controladas.

En cuanto a la **alimentación eléctrica**, se analizaron distintas alternativas, incluyendo pilas alcalinas y baterías recargables de ion-litio y polímero de litio. El estudio comparativo permitió concluir que, para un dispositivo de muy bajo consumo gracias al uso intensivo del modo Deep Sleep, la alimentación mediante pilas alcalinas AA resulta la opción más conveniente, al ofrecer una elevada autonomía, simplicidad de implementación y un menor nivel de riesgo asociado a la seguridad eléctrica, aspectos especialmente relevantes considerando el entorno húmedo de utilización del equipo.

Respecto a la **calibración de los sistemas de medición**, se desarrollaron procedimientos específicos para la medición de masa mediante celda de carga. En el caso del caudalímetro, se identificaron las limitaciones del dispositivo comercial utilizado y se implementó una recalibración manual que permitió ampliar el rango de caudal máximo hasta valores compatibles con estudios de uroflujometría, evaluando el compromiso entre sensibilidad y rango de medición. Estos procedimientos permitieron adaptar componentes comerciales a los requerimientos particulares del proyecto.

Asimismo, se realizó un **análisis de la incertidumbre y del error del sistema de medición**, contrastando el dispositivo desarrollado con instrumentos de referencia calibrados, siguiendo los lineamientos establecidos por la Guía para la Expresión de la Incertidumbre de Medición (GUM). Los resultados obtenidos evidencian que la incertidumbre asociada a la medición de masa y los errores introducidos por factores constructivos, como el punto de

aplicación de la carga, se mantienen dentro de márgenes aceptables y despreciables para el tipo de estudio médico al que está destinado el dispositivo.

En conjunto, los resultados alcanzados demuestran que el dispositivo desarrollado cumple con los objetivos planteados inicialmente, ofreciendo una solución funcional, segura y de bajo costo para la realización de estudios de uroflujometría en el ámbito domiciliario. El sistema propuesto permite obtener mediciones confiables, reduce la incomodidad del paciente y presenta el potencial de mejorar la calidad de la información clínica disponible para el profesional médico, contribuyendo así a una optimización en la calidad de la atención sanitaria.

12 Referencias

Abrams, P. (2006). *Urodynamics* (3.ª ed.). Springer.

ACE Group. (2024). *Plastic Injection Molding: An Overview*. <https://ace-group.pro/>

Alvarez, M. L., Arjona, L., Bahillo, A., & Bernardo-Seisdedos, G. (2025). Annotated dataset of simulated voiding sound for urine flow estimation. *Scientific Data*, 12(1), 993. <https://doi.org/10.1038/s41597-025-05358-1>

Alvarez, M. L., Arjona, L., Jojoa-Acosta, M., et al. (2025). Flow prediction in sound-based uroflowmetry. *Scientific Reports*, 15, 643. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-84978-w>

Austin, J. C., & Cooper, C. S. (2016). *Pediatric Urodynamics*. En A. J. Wein et al. (Eds.), *Campbell-Walsh Urology* (11.ª ed., pp. 480-495). Elsevier.

Avendaño, L. E. (2007a). *Fundamentos de Instrumentación*. Universidad Tecnológica de Pereira.

Avendaño, L. E. (2007b). *Medidores de deformación por resistencia: Galgas extensiométricas*. *Scientia et Technica*, 13(34), 7-12. Universidad Tecnológica de Pereira.

Bogdan, A. (2023). *HX711 Arduino Library (Versión 0.7.5) [Código de software]*. GitHub. <https://github.com/bogde/HX711>

Bouzaglou, O., Golan, O., & Lachman, N. (2020). *Process Design and Parameters Interaction in Material Extrusion 3D Printing: A Review*. *Applied Sciences*, 10(19), 6701. <https://doi.org/10.3390/app10196701>

Cátedra de Medidas Eléctricas II. (s. f.). *Instrumentos digitales: Apunte de cátedra*. Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata.

Di Mauro, R. (2018). *Medición eléctrica de magnitudes no eléctricas: Apunte de cátedra de Medidas Eléctricas II*. Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata.

E-One Moli Energy Corp. (s. f.). *Lithium-ion rechargeable battery model ICP-103450-M20A* [Hoja de datos]. <https://www.molicel.com/>

Lygte-info.dk. (s.f.). *Low current discharge of batteries*. <https://lygte-info.dk/info/BatteriesLowCurrentDischarge%20UK.html>

EEMB Co., Ltd. (2010). *Lithium-ion battery model LIR18650 2600mAh* (Ed. Nov. 2010) [Hoja de datos].

Energizer Brands, LLC. (2023). *Energizer E91 Product Datasheet (Alkaline Zinc-Manganese Dioxide)* [Hoja de datos].

Espressif Systems. (2024). *ESP32 Series Datasheet (Versión 4.9)* [Hoja de datos].

Espressif Systems. (s. f.). *Sleep Modes. ESP-IDF Programming Guide*. https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/api-reference/system/sleep_modes.html

Ferretrónica. (s. f.). Celda de carga 1kg YZC-133 sensor de peso. Recuperado el 29 de enero de 2026, de <https://www.ferretronica.com/products/celda-de-carga-1kg-yzc-133-sensor-de-peso>

Gammie, A., & Drake, M. J. (2018). *The fundamentals of uroflowmetry practice, based on International Continence Society good urodynamic practices recommendations. Neurourology and Urodynamics*, 37(S4), S44-S49.

Goonewardene, S. S., & Al-Zehhour, J. (2024). A portable and low-cost uroflowmeter for remote patient monitoring. *Scientific Reports*, 14, 1482. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-84978-w>

Gozalo Rodríguez, M., & Pérez Rodríguez, S. (2025). *Cómo medimos la incontinencia urinaria. Blogs Quirónsalud.* <https://www.quironsalud.com/blogs/es/blogs-quironsalud/escuela-pacientes-incontinencia-suelo-pelvico/medimos-incontinencia-urinaria>

Hasan, A. S. M. M., Xu, G., & Lin, C. (2020). 3D Printed Sensors for Biomedical Applications: A Review. *Sensors*, 20(21), 6061. <https://doi.org/10.3390/s20216061>

Jarvis, T. R., Chan, L., & Tse, V. (2012). *Practical uroflowmetry. BJU International*, 110(s4), 28-29.

Joint Committee for Guides in Metrology [JCGM]. (2008). *Evaluación de datos de medición — Guía para la expresión de la incertidumbre de medida (JCGM 100:2008; 1.ª ed. digital en español, 2009).* Centro Español de Metrología.

Lee, D. G., Gerber, J., Bhatia, V., Janzen, N., Austin, P. F., Koh, C. J., & Song, S. H. (2021). *A Prospective Comparative Study of Mobile Acoustic Uroflowmetry and Conventional Uroflowmetry.* *International Neurourology Journal*, 25(4), 355–363.
<https://doi.org/10.5213/inj.2142154.077>

Marlin P. Jones & Associates [MPJA]. (s. f.). *HC-SR04 User Guide: Ultrasonic Distance Measurement Principles [Hoja de datos].*

Menna, M. (s. f.). *Automatismos Industriales. Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Mar del Plata.*

Mischianti, R. (s. f.). *ESP32 NodeMCU-32S (ESP-32S kit): High resolution pinout, datasheet and specs.* <https://mischianti.org>

Nodo. (s. f.). *YF-S401 sensor de flujo caudalímetro de 1/4" 0.3-6 Litros/min SEA.*
<https://tiendanodo.com>

Poonawala, K., & Zhang, B. (2020). *Influence of 3D printing process parameters and design on mechanical properties of tissue scaffolds.* *Progress in Additive Manufacturing*, 5(4), 369-382. <https://doi.org/10.1007/s40964-020-00129-x>

Qi, Y., Kong, H., & Kim, Y. (2022). *Estimation of Urine Flow Velocity Using Millimeter-Wave FMCW Radar.* *Sensors*, 22(11), 4165.

Real Sociedad Española de Física [RSEF]. (s. f.). *El efecto Hall y sus aplicaciones.* Universidad Miguel Hernández.
<http://rsefalicante.umh.es/TemasElectromagnetismo/Electromagnetismo07.htm>

Rosier, P. F. W. M., Schaefer, W., Lose, G., Goldman, H. B., Guralnick, M., et al. (2017). *International Continence Society Good Urodynamic Practices and Terms 2016: Urodynamics, uroflowmetry, cystometry, and pressure-flow study.* *Neurourology and Urodynamics*, 36(5), 1243-1260.

Schmid, W. A., & Lazos, R. J. (2004). *Guía para estimar la incertidumbre de la medición.* Centro Nacional de Metrología (CENAM).

Shenzhen Ai-Thinker Technology Co., Ltd. (2019). *Nodemcu-32s WIFI MODULE V1 Product Specification (Versión V1) [Hoja de datos].*

Smar Steering Wheel. (s. f.). *Hall Sensor: La tecnología de los posicionadores inteligentes de última generación.* <https://www.smar.com.br>

Suárez, J. A. (2006). *Medidas Eléctricas (2.ª ed.).* Edición del autor.

The Mech Ninja. (s. f.). *PETG Filament Properties, Pros & Cons | A to Z.* <https://themechninja.com/06/petg-filament-properties-pros-cons-a-to-z>

Wein, A. J., Kavoussi, L. R., Partin, A. W., & Peters, C. A. (Eds.). (2016). *Campbell-Walsh Urology (11.ª ed.).* Elsevier.

Gammie, A., & Drake, M. J. (2018). *The fundamentals of uroflowmetry practice, based on International Continence Society good urodynamic practices recommendations. Neurourology and Urodynamics, 37(S6), S44–S49.*
<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/nau.23777C>

Servicio Integral de Urología. (s.f.). *Estudios urológicos.*
<https://serviciointegralurologia.com.ar/estudios/>