



Pontificia Universidad  
**JAVERIANA**  
Cali

[VIGILADA MINEDUCACIÓN Res. 12230 de 2016]

**Diseño e implementación de un simulador de ecografía  
con transductor con movimiento tridimensional y  
software de visualización.**

Gustavo Alejandro Monsalve Guerrero.

Carlos Alberto Ogonaga García.

Director: Dr. Cristian Alejandro Torres Valencia.

Codirector: MSc. Juan Esteban Palacios Duarte

*Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero/a  
Biomédico/a*

Facultad de Ingeniería y Ciencias

Programa de Ingeniería Biomédica

Cali, Colombia

2026

## Agradecimientos

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a nuestros directores, Dr. Cristian Alejandro Torres Valencia y MSc. Juan Esteban Palacios Duarte, por su acompañamiento constante, orientación académica y apoyo durante el desarrollo de este trabajo de grado.

Agradecemos igualmente a todos los docentes del programa de Ingeniería Biomédica de la Pontificia Universidad Javeriana Cali, quienes contribuyeron a nuestra formación profesional y humana, brindándonos las bases necesarias para culminar esta etapa académica.

Extendemos también nuestro agradecimiento a nuestra amiga Amy Parra, por su amistad genuina, su apoyo y su compañía a lo largo de este proceso.

### **Gustavo Alejandro Monsalve Guerrero**

Agradezco profundamente a mis padres, Jhon Jairo Monsalve Córdoba y Sarinyey Guerrero Martínez, pilares inquebrantables de todo lo que soy. Gracias por su amor, por el esfuerzo silencioso detrás de cada uno de mis pasos, y por confiar en mí incluso cuando yo mismo dudaba. Cada abrazo y cada palabra de aliento en los momentos difíciles quedaron grabados en mí. Celebrar con ustedes cada victoria ha sido tan significativo como superar cada adversidad a su lado. Este logro lleva sus huellas en cada página.

A mi hermana, Sara Monsalve Guerrero, el mejor regalo que mis padres me han dado. Desde el día de tu llegada, eres mi mayor motivación y mi primer amor. Crecer a tu lado ha sido el mayor privilegio de mi vida, y todo logro que alcance siempre tendrá un pedacito de ti, porque sin saberlo, tú también lo construiste.

A Danna Sofía Ordóñez Jiménez, por acompañarme en una etapa que me exigió más de lo que imaginaba. Gracias por ser mi polo a tierra, por tu constante confianza y por traer equilibrio a mi vida. Una parte importante de este camino se construyó con tu presencia.

### **Carlos Alberto Ogonaga Garcia**

Agradezco a mis padres, Gladys Janeth Garcia Correa y Carlos Alberto Ogonaga Duque, quienes sin importar las circunstancias siempre me apoyaron y me dieron todo su cariño. Gracias por acompañar cada decisión que tomé y por nunca dejar de confiar en mí, por su alegría ante cada pequeño avance y logro a lo largo de este proyecto. Siempre estaré muy agradecido con ustedes.

A mi pareja, Estefanía García, por caminar a mi lado durante este periodo tan exigente. Gracias por nunca dudar de mí y por darme los ánimos que tanto necesité en algunos momentos. Tu amor incondicional y tu apoyo constante me hicieron crecer y mejorar como persona, y te agradezco infinitamente por eso.

Finalmente, queremos agradecernos mutuamente: a Gustavo y a Carlos, por la dedicación, la confianza y las experiencias compartidas que hicieron posible este trabajo. Sin el esfuerzo del otro, nada de esto hubiera sido lo mismo.

Recordaremos esta etapa con cariño y nostalgia, como un periodo de aprendizaje, crecimiento y construcción de sueños. Aunque este capítulo concluye, sabemos que la vida profesional traerá nuevos retos y oportunidades, en los que aplicaremos todo lo aprendido con responsabilidad, vocación y compromiso hacia la sociedad.

## Declaración sobre el uso de Inteligencia Artificial

El presente documento fue desarrollado íntegramente por los autores en el marco del proceso académico correspondiente al Trabajo de Grado del programa de Ingeniería Biomédica.

Durante su elaboración, se utilizó apoyo puntual de herramientas de inteligencia artificial como recurso auxiliar para tareas tales como corrección gramatical y ortográfica, mejora de la claridad y coherencia en la redacción, organización preliminar de ideas, apoyo en la síntesis de información, optimización de la presentación textual del documento y asistencia limitada en la elaboración y depuración de código de programación, orientada principalmente a la identificación y resolución de errores técnicos.

El uso de dichas herramientas se restringió estrictamente a funciones de asistencia técnica y editorial, sin sustituir el análisis crítico, la formulación metodológica, el desarrollo conceptual, la interpretación de resultados ni la construcción de argumentos científicos propios del trabajo académico.

Todas las decisiones relacionadas con el contenido científico, la estructura del documento, el diseño metodológico, la validación experimental, la selección de referencias bibliográficas y las conclusiones presentadas son responsabilidad exclusiva de los autores.

En consecuencia, los autores asumen plena responsabilidad ética y académica sobre el contenido final del documento presentado.

# Contenido

<b>Agradecimientos</b>	<b>4</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>10</b>
<b>Lista de cuadros</b>	<b>12</b>
<b>Resumen</b>	<b>13</b>
<b>Abstract</b>	<b>14</b>
<b>1. Fase de Análisis</b>	<b>15</b>
1.1. Planteamiento del problema . . . . .	15
1.2. Justificación . . . . .	17
1.3. Objetivos . . . . .	20
1.4. Áreas Temáticas . . . . .	21
1.5. Bases teóricas . . . . .	21
1.6. Estado del arte . . . . .	29
1.6.1. Simuladores comerciales . . . . .	31
1.7. Requisitos del diseño . . . . .	34
1.7.1. Normas ISO aplicables . . . . .	35
1.7.2. Normas IEC relacionadas . . . . .	35
1.7.3. Normas ASTM y otras referencias técnicas . . . . .	35
1.7.4. Marco ético y legal aplicable en Colombia . . . . .	36
1.7.5. Stakeholders del proyecto . . . . .	36
1.7.6. Requisitos del sistema . . . . .	37
1.8. Restricciones del diseño . . . . .	38
1.8.1. Presupuesto . . . . .	38
1.8.2. Materiales y recursos disponibles . . . . .	39
1.8.3. Acceso a laboratorios . . . . .	39
1.8.4. Tiempo disponible . . . . .	39
1.8.5. Delimitaciones . . . . .	40
1.8.6. Alcance . . . . .	40
1.9. Contribución del proyecto a la formación en ingeniería . . . . .	40
1.10. Metodología . . . . .	42

---

1.10.1. Fase de análisis . . . . .	43
1.10.2. Fase de síntesis . . . . .	43
1.10.3. Fase de evaluación . . . . .	44
1.11. Plan de trabajo . . . . .	45
<b>2. Fase de Síntesis</b>	<b>47</b>
2.1. Diseño conceptual . . . . .	47
2.1.1. Funciones principales . . . . .	47
2.1.2. Funciones secundarias . . . . .	49
2.2. Generación de alternativas . . . . .	49
2.3. Selección de la solución preliminar . . . . .	52
2.3.1. Encuestas de caracterización de necesidades . . . . .	53
2.3.2. Análisis y selección de la alternativa de diseño . . . . .	55
2.4. Bocetos . . . . .	58
2.4.1. Diagramas preliminares de los circuitos . . . . .	58
2.4.2. Planos preliminares e imágenes de estructuras a realizar . . . . .	60
2.4.3. Esquema inicial de la interfaz . . . . .	64
2.5. Construcción de un prototipo inicial . . . . .	67
2.5.1. Primer prototipo del circuito: . . . . .	68
2.5.2. Primer prototipo del transductor: . . . . .	69
2.5.3. Interfaz gráfica: . . . . .	70
<b>3. Fase de Evaluación</b>	<b>79</b>
3.1. Prototipo final testeado . . . . .	79
3.1.1. Prototipo final del circuito . . . . .	79
3.1.2. Superficie de simulación final . . . . .	80
3.1.3. Prototipo final del transductor . . . . .	81
3.1.4. Prototipo final de la interfaz gráfica . . . . .	82
3.1.5. Escenario de pruebas . . . . .	83
3.2. Plan de Pruebas y Validación . . . . .	84
3.2.1. Validación del sistema de medición mediante Gage R&R . . . . .	85
3.2.2. Evaluación funcional y de usabilidad . . . . .	87
3.3. Plan de análisis de resultados . . . . .	88
3.3.1. Diseño de la prueba Gage R&R . . . . .	88
3.3.2. Cálculo y análisis de los resultados de la prueba Gage R&R . . . . .	91

3.4. Indicadores de éxito . . . . .	94
3.4.1. Resultados del estudio Gage R&R . . . . .	95
3.4.2. Resultados de encuesta de percepción . . . . .	104
3.5. Análisis de costos . . . . .	105
3.6. Trabajos Futuros . . . . .	106
3.7. Conclusiones . . . . .	108
3.8. Anexos . . . . .	110

## Lista de figuras

1.	Tasa de natalidad, bruta (por cada 1.000 personas) en Colombia (1960-2024). Tomada de[1]	18
2.	Tipos de transductores. Tomado de[2].	23
3.	Diagrama de un sistema básico de procesamiento de señales. Tomado de [3].	25
4.	Funcionamiento general del ADC. Tomado de[4].	25
5.	Etapas principales de un sistema de procesamiento de imágenes. Tomado de [5].	26
6.	Métricas de la evaluación Gage R&R. Tomado de [6].	28
7.	Simulador CAE Vimedix: componentes físicos y virtuales. Tomado de [7]	31
8.	Simulador SonoSim: componentes físicos y virtuales. Tomado de [8]	32
9.	Simulador Ultrasound Mentor: componentes físicos y virtuales. Tomado de [9]	33
10.	Simulador VausSim: componentes físicos y virtuales. Tomado de [10]	34
11.	Resultados de la encuesta aplicada a especialistas en ecografía ( $n = 10$ ).	54
12.	Resultados de la encuesta aplicada a residentes de Ginecología y Obstetricia ( $n = 17$ ).	55
13.	Circuito simulado usando el sensor FSR.	59
14.	Circuito simulado usando el sensor PAN3101DB.	60
15.	Imágenes del primer boceto de la superficie que simulará el vientre.	61
16.	Imágenes del primer boceto del transductor.	62
17.	Vista isométrica del primer ensamble del transductor.	63
18.	Plano preliminar del ensamblaje.	63
19.	Boceto preliminar de la idea de la pantalla de inicio de la interfaz gráfica.	64
20.	Boceto preliminar de la idea de la pantalla del simulador de la interfaz gráfica.	65
21.	Boceto preliminar de la idea de la pantalla de información de la interfaz gráfica.	66
22.	Boceto preliminar de la idea del menú de la interfaz gráfica.	67
23.	Imágenes del primer prototipo de circuito, integrando sensor FSR y PAN3101DB.	69
24.	Imágenes del primer prototipo del transductor, impreso en 3D.	69
25.	Imagen del inicio de la interfaz gráfica.	72
26.	Imagen de la pantalla de información del proyecto y la interfaz	73
27.	Imagen de la interfaz simulada del ecógrafo	74

---

28.	Zona 1 de la interfaz. . . . .	74
29.	Zona 2 de la interfaz. . . . .	76
30.	Zona 3 de la interfaz . . . . .	76
31.	Zona 4 de la interfaz. . . . .	77
32.	Zona 5 de la interfaz. . . . .	77
33.	Imagen del circuito final del prototipo. . . . .	79
34.	Molde de yeso del vientre simulado . . . . .	80
35.	Proceso de fabricación del vientre simulado. . . . .	81
36.	Prototipo final del transductor desarrollado para el sistema EchoTrainer. . . . .	82
37.	Pantalla principal de simulación de la interfaz. . . . .	83
38.	Imágenes del prototipo final siendo testeado. . . . .	84
39.	Recorrido estipulado como protocolo. . . . .	89
40.	Panel Gage R&R para la posición X detectada. De izquierda a derecha (a) medias $\bar{X}_{ij}$ por marca y operador, (b) distribución por marca . . . . .	98
41.	Panel Gage R&R para la posición Y detectada. Misma estructura que la Figura 40. . . . .	99
42.	Izquierda: mapa de calor del error euclidiano medio $\bar{e}$ por marca. Derecha: mapa vectorial del sesgo sistemático por marca, donde cada flecha indica la dirección y magnitud del error medio $(\Delta x, \Delta y)$ . . . . .	101
43.	Gráficas de los resultados de la encuesta a especialistas. . . . .	104

## Lista de cuadros

1.	Clasificación de stakeholders del proyecto. . . . .	37
2.	Clasificación de requisitos del sistema de simulación ecográfico. . . . .	38
3.	Cronograma del proyecto ajustado al ancho de página. . . . .	45
4.	Matriz morfológica de las diferentes alternativas propuestas. . . . .	52
5.	Comparación técnica entre Arduino Uno, Nano y ESP32 . . . . .	57
6.	Criterios de aceptación del %GRR según AIAG . . . . .	87
7.	Puntos de referencia demarcados sobre la superficie de simulación. . . . .	88
8.	Interpretación de los indicadores Gage R&R en el EchoTrainer . . . . .	94
9.	Valores de coordenadas X y Y por operador, marca y repetición. . . . .	95
10.	Componentes de variación Gage R&R — Posición X detectada . . . . .	96
11.	Componentes de variación Gage R&R — Posición Y detectada. . . . .	97
12.	Error euclidiano de posición $e$ [px] por marca. Métrica de exactitud absoluta del sensor. . . . .	100
13.	Matriz de costos estimados del proyecto. . . . .	106
14.	Recursos digitales del proyecto. . . . .	110

## Resumen

Colombia enfrenta una marcada escasez de especialistas en ecografía y una limitada oferta de simuladores accesibles debido a sus altos costos, lo que dificulta el entrenamiento médico y afecta la calidad del diagnóstico. El objetivo general de este proyecto fue diseñar e implementar un simulador de ecografía de bajo costo que integra un transductor con movimiento tridimensional (X, Y, Z) y un software de visualización para fortalecer la formación académica.

La estrategia propuesta consistió en el desarrollo del prototipo EchoTrainer, el cual utiliza un transductor ergonómico impreso en 3D y un vientre sintético fabricado con elastómero de poliuretano para mayor realismo. El sistema emplea un sensor óptico (PAN3101DB) para el rastreo de posición X-Y y un sensor de fuerza (FSR) para medir la presión en el eje Z. Estos datos se procesan mediante un microcontrolador y una interfaz en Python que sincroniza el movimiento físico con el despliegue de imágenes ecográficas reales.

Como resultado, se obtuvo un dispositivo funcional cuya validación metrológica mediante la prueba Gage R&R arrojó una variabilidad menor al 6% en ambos ejes, calificándolo como un sistema excelente y altamente consistente.

Asimismo, la evaluación con especialistas de la salud resultó en una recomendación del 100% como alternativa válida para la práctica inicial, demostrando ser una herramienta pedagógica eficaz y accesible para entornos de recursos limitados.

## Abstract

Colombia faces a significant shortage of ultrasound specialists and a limited availability of accessible simulators due to their high costs, which hinders medical training and affects diagnostic quality. The general objective of this project was to design and implement a low-cost ultrasound simulator that integrates a transducer with three-dimensional movement (X, Y, Z) and visualization software to strengthen academic training. The proposed strategy consisted of developing the EchoTrainer prototype, which uses an ergonomically designed 3D-printed transducer and a synthetic abdomen made of polyurethane elastomer to enhance realism. The system employs an optical sensor (PAN3101DB) for X–Y position tracking and a force sensor (FSR) to measure pressure along the Z axis. These data are processed through a microcontroller and a Python-based interface that synchronizes physical movement with the display of real ultrasound images.

As a result, a functional device was obtained whose metrological validation through the Gage RR test showed variability below 6% on both axes, classifying it as an excellent and highly consistent system. Furthermore, evaluation by healthcare specialists resulted in a 100% recommendation as a valid alternative for initial practice, demonstrating that it is an effective and accessible pedagogical tool for resource-limited environments.

# 1. Fase de Análisis

## 1.1. Planteamiento del problema

La ecografía es una herramienta fundamental en el diagnóstico médico debido a su carácter no invasivo, su bajo costo relativo, su portabilidad y la ausencia de radiación ionizante, lo que la convierte en una técnica segura tanto para pacientes como para operadores. En el contexto clínico, su aplicación abarca desde la medicina general hasta especialidades como ginecología, cardiología, anestesiología y medicina de urgencias. Sin embargo, su adecuada utilización depende en gran medida del entrenamiento del personal de salud, dado que la calidad diagnóstica está directamente relacionada con la destreza en la manipulación del transductor y la correcta interpretación de las imágenes obtenidas [11, 12].

En Colombia, la falta de profesionales con formación sólida en ecografía representa un desafío creciente para el sistema de salud, especialmente en regiones rurales y de difícil acceso, donde la disponibilidad de especialistas es considerablemente menor en comparación con los centros urbanos [13]. Según el Banco Mundial, la distribución desigual del recurso humano en salud [14], junto con la limitada infraestructura tecnológica para la formación médica avanzada, son factores que profundizan la brecha en la calidad y oportunidad del diagnóstico. Esta situación repercute directamente en la atención primaria, en la capacidad de respuesta frente a emergencias y en los índices de morbimortalidad asociados a diagnósticos tardíos o imprecisos.

Uno de los escenarios donde esta problemática es más evidente es en la atención materno-perinatal, donde la ecografía obstétrica desempeña un papel esencial en la identificación temprana de embarazos de alto riesgo, la detección de malformaciones fetales, el control del crecimiento intrauterino y el diagnóstico oportuno de complicaciones como placenta previa o preeclampsia [15], así, la ausencia de profesionales capacitados en ecografía limita la posibilidad de realizar valoraciones oportunas, especialmente en zonas rurales, lo que aumenta la probabilidad de desenlaces adversos durante la gestación.

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, las complicaciones relacionadas con el nacimiento prematuro constituyen la principal causa de mortalidad en menores de cinco años a nivel mundial [16]. En Colombia, la prematuridad representa cerca del 31 % de las muertes neonatales, y una proporción considerable de estos casos está asociada a una atención prenatal insuficiente o tardía [17]. La realización de controles prenatales adecuados,

acompañados de ecografías realizadas en el momento oportuno, permite la identificación temprana de riesgos que podrían comprometer la vida de la madre o del recién nacido [18], no obstante, la limitada disponibilidad de equipos y de personal entrenado en ecografía en regiones apartadas dificulta el acceso a estos servicios, incrementando la probabilidad de nacimientos prematuros, bajo peso al nacer y complicaciones neonatales prevenibles.

Ante este panorama, los simuladores de ultrasonido han surgido como herramientas clave para fortalecer la enseñanza y práctica de habilidades ecográficas, permitiendo que estudiantes y profesionales adquieran experiencia en un entorno seguro, controlado y repetible, sin depender de pacientes reales. Sin embargo, muchos de los simuladores comerciales presentan características asociadas a su alto costo que terminan convirtiéndose en una limitación, la necesidad de hardware especializado y configuraciones complejas que incluyen transductores con múltiples grados de libertad y sistemas hápticos avanzados [19]. Si bien estos sistemas ofrecen una experiencia de entrenamiento altamente realista, su adquisición y mantenimiento resultan poco viables para instituciones con recursos limitados, como hospitales de segundo nivel o universidades públicas.

Por lo tanto, surge la necesidad de desarrollar soluciones de simulación de ultrasonido más asequibles y adaptadas al contexto educativo colombiano. El diseño de un simulador que utilice un transductor con tres grados de libertad y un entorno digital para la visualización de imágenes ecográficas permitiría mantener los principios esenciales del entrenamiento, tal como la coordinación visual y motora, o coordinación "mano-ojo", orientación espacial, reconocimiento de estructuras anatómicas y control del plano ecográfico, sin incurrir en costos elevados. La implementación de esta tecnología en entornos académicos y hospitalarios contribuiría a ampliar la formación de personal médico y paramédico en ecografía, reducir la brecha en la disponibilidad de especialistas y mejorar los resultados clínicos en distintos niveles de atención.

## 1.2. Justificación

La formación y distribución de especialistas en ginecología y obstetricia en Colombia enfrenta una crisis multifactorial determinada por desigualdades regionales, limitaciones económicas y barreras tecnológicas. Según datos del Registro Único Nacional del Talento Humano en Salud (ReTHUS) con corte a marzo de 2023, el país contaba con 6.193 profesionales registrados en ginecología y obstetricia, lo que equivale a una densidad de 0.05 especialistas por cada 1.000 habitantes [20], cifra que representa menos de la tercera parte del promedio de los países de la OCDE (0.17 por cada 1.000 habitantes) para esta misma especialidad [20]. La inequidad territorial agrava este panorama: según un análisis de la Universidad El Bosque[21], el 72 % de los médicos especialistas del país se concentraba en 2020 en las principales ciudades de Bogotá, Medellín y Cali, y únicamente uno de cada diez especialistas brindaba atención en territorios alejados de las zonas urbanas [21]. Esta concentración, descrita por la Asociación Colombiana de Empresas de Medicina Integral como marcadamente andina y urbana [20], se traduce en que en 17 departamentos del país existen dos o menos médicos por cada 1.000 habitantes [22], lo que implica una disponibilidad prácticamente nula de servicios especializados en departamentos como Chocó, Guainía o Vaupés. Esta brecha se acentúa en zonas rurales y dispersas, donde el acceso a personal capacitado es limitado, lo que compromete la calidad y la oportunidad de la atención para mujeres gestantes. A ello se suma el elevado costo de los simuladores comerciales: equipos como el CAE Vimedix superan los 50.000 USD [23], cifra que los hace inaccesibles para la mayoría de instituciones educativas y hospitales del país. En este contexto, el diseño e implementación de un simulador con transductor de tres ejes y software de procesamiento de imágenes se presenta como una alternativa pertinente, pues reduce costos frente a dispositivos existentes y permite entrenamiento autónomo sin riesgo para pacientes reales [24].

A esta problemática se añade un fenómeno demográfico relevante: la marcada disminución de la natalidad en Colombia. Entre 2023 y 2024, el país registró una reducción cercana al 13 % en los nacimientos, y de alrededor del 37,5 % durante la última década [25], como se muestra en la Figura 1

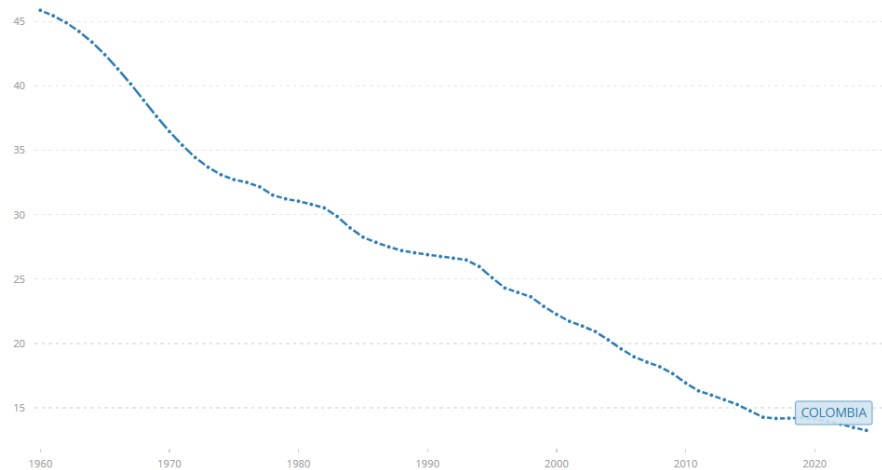


Figura 1: Tasa de natalidad, bruta (por cada 1.000 personas) en Colombia (1960-2024). Tomada de[1]

Más allá de sus implicaciones económicas y sociales, esta reducción implica un menor número de mujeres embarazadas disponibles para la práctica clínica tradicional, lo cual limita las oportunidades de entrenamiento para estudiantes y residentes. En consecuencia, la demanda por simuladores de ultrasonido accesibles y de bajo costo aumenta, al convertirse en herramientas esenciales para garantizar procesos formativos continuos y seguros.

Por otro lado, este proyecto se articula con los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS), particularmente el ODS 3 (Salud y Bienestar) y el ODS 4 (Educación de Calidad), al ampliar el acceso a procesos de formación en diagnóstico por imágenes en contextos con recursos limitados [26]. Desde la perspectiva pedagógica, diversos estudios han demostrado que el entrenamiento basado en simulación mejora significativamente el desempeño clínico y acelera la adquisición de habilidades en ecografía, permitiendo a los estudiantes desarrollar destrezas técnicas en un entorno seguro antes del contacto con pacientes [27]. Este aspecto resulta especialmente relevante en países con brechas formativas como Colombia. Allí, la simulación no solo facilita la formación de un mayor número de profesionales de la salud, sino que este incremento en la capacitación se traduce directamente en una detección más oportuna de patologías, beneficiando especialmente a comunidades desatendidas.

Asimismo, el uso de pacientes reales para la enseñanza conlleva tiempos de examen más prolongados, dado que los aprendices requieren mayor tiempo para localizar estructuras anatómicas y aplicar las técnicas correctas [28]. Esta extensión de la duración no es inocua: la posición supina mantenida durante sesiones prolongadas puede generar incomodidad en

la gestante e incrementar la exposición innecesaria del feto a los bioefectos del ultrasonido [29]. A la carga física se añade una dimensión psicológica relevante, pues las mujeres embarazadas presentan niveles de ansiedad significativamente mayores durante los exámenes ecográficos en comparación con mujeres no embarazadas [30]. Este estrés, cuando se sostiene en el tiempo, ha sido asociado con resultados neonatales adversos como el parto pretérmino y el bajo peso al nacer [31]

Desde una perspectiva social y tecnológica, el desarrollo de simuladores accesibles fortalece la soberanía tecnológica del país y reduce la dependencia de dispositivos importados. Esto se alinea con los lineamientos del Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación (MinCiencias), orientados a impulsar la innovación en salud digital y la consolidación de dispositivos biomédicos de fabricación nacional [32]. El uso de tecnologías abiertas, tanto en hardware como en software, facilita además la colaboración entre universidades, hospitales y centros de investigación, favoreciendo la creación de redes académicas para la formación en ecografía.

Finalmente, el sistema propuesto no solo busca suplir la necesidad de una herramienta accesible para la enseñanza, sino que se proyecta como una plataforma escalable y sostenible dentro del entorno educativo y hospitalario colombiano. Su interoperabilidad con software de análisis de imágenes médicas añade valor al permitir la enseñanza de conceptos de procesamiento de señales biomédicas, segmentación y análisis de patrones diagnósticos [33]. En este sentido, el proyecto trasciende el ámbito técnico para configurarse como un recurso pedagógico integral que promueve la investigación aplicada y el desarrollo tecnológico local.

En conjunto, el proyecto responde a brechas estructurales del sistema de salud colombiano desde una perspectiva tecnológica, pedagógica y social, con potencial para replicarse en otros contextos de recursos limitados.

### 1.3. Objetivos

**Objetivo general:** Desarrollar un sistema de simulación de ultrasonido que cuente con un transductor con movimiento sobre 3 ejes (X, Y, Z) y un software de procesamiento de imágenes, para el entrenamiento básico en ultrasonido diagnóstico en instituciones académicas y médicas.

**Objetivos específicos:**

1. Determinar los requerimientos técnicos del simulador mediante análisis comparativo de sistemas comerciales y necesidades de usuarios, para establecer parámetros base de diseño.
2. Diseñar un prototipo funcional del simulador, incluyendo el transductor con movimiento en 3 ejes (X, Y, Z), es decir, movimiento vertical, horizontal y profundidad.
3. Implementar un módulo de software capaz de visualizar imágenes ecográficas pre-cargadas, de acuerdo con la coordenada espacial determinada por el sistema de posicionamiento del transductor.
4. Evaluar la eficacia del sistema con instructores de medicina y especialistas del área.

## 1.4. Áreas Temáticas

De acuerdo con la taxonomía IEEE (IEEE Taxonomy: A Subset Hierarchical Display of IEEE Thesaurus Terms), las áreas temáticas asociadas al trabajo de grado son:

- Engineering in medicine and biology – Biomedical engineering – Medical imaging.
- Engineering in medicine and biology – Medical imaging – Ultrasound imaging.
- Engineering in medicine and biology – Biomedical instrumentation – Biomedical devices.
- Engineering in medicine and biology – Healthcare technology – Clinical training systems.
- Computing and processing – Human-computer interaction – Interactive visualization.
- Electronics and electrical engineering – Embedded systems – Data acquisition systems.
- Signal processing and analysis – Image processing – Medical image visualization.
- Engineering profession – Engineering design – Human-centered design.

## 1.5. Bases teóricas

- **Ecografía Obstétrica:**

La ecografía es una técnica de diagnóstico por imagen que emplea ondas sonoras para visualizar estructuras en el interior del cuerpo humano. Su uso es especialmente frecuente durante el embarazo, donde permite verificar el tiempo de gestación, el tamaño, la posición y el ritmo cardíaco del feto, así como realizar el seguimiento y la detección temprana de alteraciones genéticas, malformaciones y otras afectaciones fetales [34]. En el contexto obstétrico, las ecografías son realizadas por especialistas y su frecuencia está determinada por el período de gestación. La primera exploración se lleva a cabo entre las semanas 6 y 10 del primer trimestre, con el objetivo de confirmar la viabilidad del embarazo, establecer el tiempo exacto de gestación y determinar el número de embriones. Posteriormente, entre las semanas 11 y 14,

también dentro del primer trimestre, se realiza la ecografía de translucencia nucal, orientada a evaluar marcadores ecográficos asociados al síndrome de Down y otras cromosomopatías. Ya en el segundo trimestre, entre las semanas 20 y 22, se efectúa la ecografía morfológica, que consiste en una exploración exhaustiva de los órganos fetales con el fin de descartar anomalías estructurales. En el tercer trimestre, entre las semanas 30 y 34, se practica una nueva valoración del crecimiento fetal y de la posible aparición de patologías evolutivas. Finalmente, entre las semanas 39 y 40, puede realizarse una ecografía de bienestar fetal para determinar la posición y el tamaño del feto previo al nacimiento [35].

- **Transductor de ecografía:**

Para realizar un examen ecográfico es necesario utilizar un transductor, un accesorio fundamental que se conecta directamente a la máquina de ultrasonido. Estos transductores se integran mediante puertos específicos dispuestos en el equipo y, por lo general, forman parte del conjunto funcional de las máquinas de ultrasonido modernas [36].

Estos elementos funcionan generando ondas de ultrasonido, las cuales rebotan en las estructuras y órganos del cuerpo generando ecos. El transductor recibe estos ecos y los envía a la máquina a través de los puertos para que esta genere imágenes de ecografía a partir de esta señal [37].

Existen diferentes tipos de transductores, y cada uno de ellos tiene características especiales que ayudan a generar diferentes tipos de imágenes. Los lineales son de los más comunes y tienen una forma rectangular, estos son usados para realizar exámenes en tejidos blandos y más superficiales [38]. Los transductores convexos también son bastante comunes y tienen una forma curva, esto le permite llegar a una profundidad mayor que los lineales, siendo muy común en las ecografías de obstetricia, sin embargo, el hecho de poder ver estructuras más profundas hace que la imagen creada tenga una menor calidad en comparación con otros tipos de transductores [39]. Aunque existan más tipos, el último a tener a consideración será el tipo sectorial o de fase, este tipo de transductores tienen una pequeña área para recibir los ecos y envía las ondas desde un punto único [40]. Esto permite una muy alta resolución y profundidad, también permite obtener estructuras en movimiento a tiempo real. Es usado con frecuencia aplicaciones que van desde cardíaca, transcraneal, abdomen y pediatría [36].

Los diferentes tipos de transductores y una aproximación de sus longitudes de onda y modos de visualización de la imagen son expuestos en la siguiente figura:

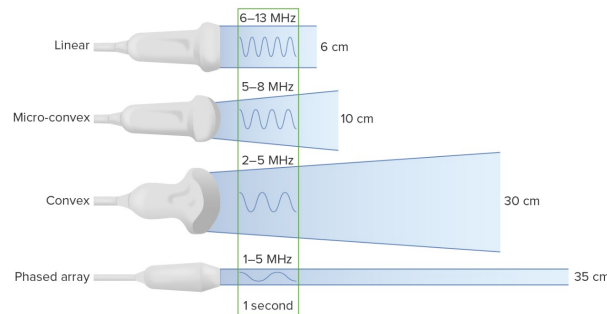


Figura 2: Tipos de transductores. Tomado de[2].

### ■ Simulación médica:

La simulación médica es una técnica en la cual se busca recrear una situación clínica y ubicar al estudiante en un contexto que imite algún aspecto de la realidad. Esto con el objetivo de poder enseñar en un ambiente controlado y seguro, dependiendo de la situación que se necesite en la formación basada en circunstancias y escenarios supuestos [41]. En el ámbito de la simulación médica existen distintos tipos de simuladores, clasificados conforme a su función y características. El primer tipo son los simuladores de uso específico y de baja tecnología, los cuales son muy simples y solo imitan una parte del organismo, funcionando para entrenamientos básicos de una habilidad clínica [42]. El segundo tipo son los simuladores virtuales en pantalla, programas computacionales que permiten simular diversas situaciones fisiológicas o anatómicas e interactuar con los estudiantes [42]. El tercer tipo son los simuladores de tareas complejas, los cuales, mediante modelos y dispositivos electrónicos, computacionales y mecánicos de alta fidelidad visual, auditiva y táctil, logran una representación tridimensional de un espacio anatómico. Por último, los simuladores de paciente completo, maniqués controlados mediante software que simulan aspectos anatómicos y fisiológicos del paciente [42]. Adicionalmente, una modalidad complementaria dentro de la simulación médica es el uso de pacientes estandarizados, personas capacitadas para reproducir de manera consistente escenarios clínicos reales. A diferencia de los simuladores, esta estrategia se orienta al desarrollo de competencias comunicativas, de anamnesis y de examen físico, en lugar de la reproducción de estructuras anatómicas o fisiológicas [42]. Asimismo, los simuladores se clasifican también según su nivel de fidelidad con la realidad, distinguiéndose tres

categorías. Los simuladores de baja fidelidad son modelos que replican solo una parte del organismo sin control de variables fisiológicas o anatómicas. Los de fidelidad media incorporan herramientas computacionales que permiten al instructor intervenir en algunas variables fisiológicas básicas. Finalmente, los simuladores de alta fidelidad integran múltiples variables y corresponden generalmente a simuladores de paciente completo, con el fin de entrenar competencias y técnicas avanzadas [42].

- **Simuladores de Ecografía:**

Este tipo de simuladores permiten a instructores y estudiantes practicar aplicaciones diagnósticas, terapéuticas y quirúrgicas relacionadas con las intervenciones de diagnóstico por imágenes, permitiendo una visualización avanzada en tiempo real proveniente de bases de datos especializadas y una retroalimentación inmediata. Estos simuladores imitan las imágenes producidas en los ultrasonidos reales mediante sistemas informáticos que producen o cargan imágenes de ultrasonido por distintos métodos; métodos interpolativos, métodos basados en imágenes generativas y métodos basados en modelos generativos [43].

- **Procesamiento de señales:**

El procesamiento de señales se refiere al conjunto de técnicas matemáticas, electrónicas y computacionales empleadas para analizar, modificar e interpretar señales provenientes del entorno físico. Estas señales pueden ser de naturaleza analógica o digital, y su tratamiento permite extraer información útil, reducir ruido o adaptar los datos para su posterior análisis en sistemas electrónicos o biomédicos [44]. El proceso de digitalización de una señal analógica requiere el uso de un convertidor analógico-digital (ADC), componente que toma muestras de la señal continua a intervalos periódicos y las transforma en valores discretos binarios. La resolución del ADC, expresada en bits, y su frecuencia de muestreo determinan la precisión con que se representa la señal original [45].

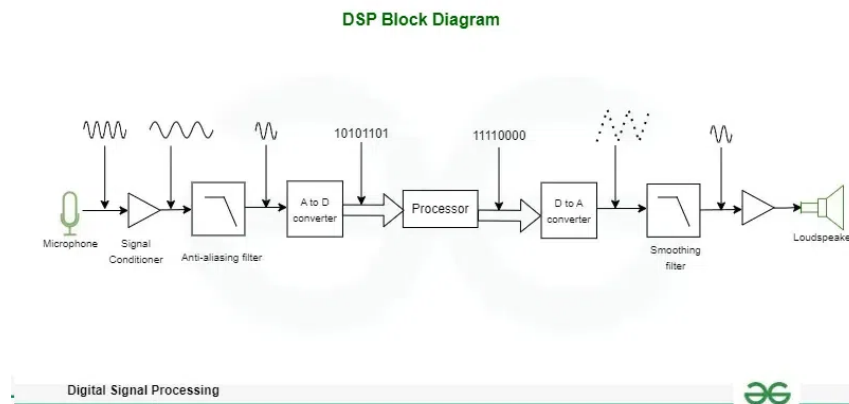


Figura 3: Diagrama de un sistema básico de procesamiento de señales. Tomado de [3].

▪ **Convertidor Analógico-Digital (ADC):**

El convertidor analógico-digital (ADC, por sus siglas en inglés) es un componente esencial en los sistemas de adquisición y procesamiento de señales. Su función principal consiste en transformar una señal analógica continua en una señal digital discreta que pueda ser interpretada por un sistema computacional o un microcontrolador [46]. Una representación general de la función y el trabajo de los ADC es mostrada en la siguiente figura:

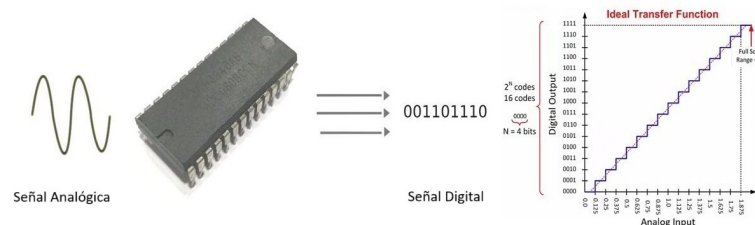


Figura 4: Funcionamiento general del ADC. Tomado de[4].

El proceso de conversión se lleva a cabo mediante tres etapas fundamentales: el muestreo, la cuantificación y la codificación. En el muestreo, la señal analógica se toma a intervalos regulares definidos por la frecuencia de muestreo; en la cuantificación, cada muestra se aproxima al valor más cercano dentro de un conjunto discreto de niveles; y finalmente, en la codificación, estos valores se representan en formato binario para su posterior procesamiento digital [44].

Los parámetros más relevantes de un ADC son su resolución (expresada en bits), que

determina la sensibilidad con que se representa la señal, y su frecuencia de muestreo, que define la capacidad de capturar variaciones rápidas en la señal de entrada. La correcta selección de estos parámetros garantiza una representación digital adecuada para el análisis o visualización en sistemas biomédicos y de simulación.

- **Procesamiento de imágenes:**

El procesamiento digital de imágenes (PDI) es un área interdisciplinaria que utiliza técnicas matemáticas y computacionales para analizar, modificar o mejorar imágenes digitales con la ayuda de computadores [47]. En términos simples, puede considerarse una extensión del procesamiento de señales, pero adaptado a datos en dos o más dimensiones. Este campo ha ganado importancia en áreas como la medicina, la visión por computador, la percepción remota y la robótica, y su uso se ha expandido gracias a la reducción de costos en el hardware necesario.

En el ámbito médico, el PDI permite trabajar con imágenes como ecografías, tomografías y resonancias magnéticas para mejorar su visualización, resaltar características específicas o apoyar diagnósticos asistidos por computadora. Esto es especialmente útil en sistemas de simulación médica, donde es fundamental representar con precisión las estructuras anatómicas a partir de imágenes clínicas almacenadas en distintos formatos [48].

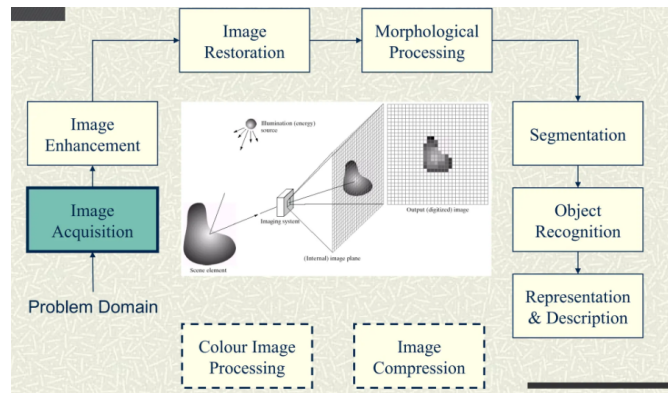


Figura 5: Etapas principales de un sistema de procesamiento de imágenes. Tomado de [5].

- **Bases de datos:**

Una base de datos es una recopilación organizada de información o datos estructurados que se almacena en un sistema informático [49]. Las bases de datos pueden contener diferentes tipos de información, ya sea sobre personas, productos, imágenes,

entre muchas otras cosas [50]. Cuando la información contenida en la base de datos es demasiado grande, es común y recomendable empezar a usar software denominados sistemas de administración de bases de datos (DBMS) los cuales permiten editar, almacenar y recuperar datos de forma más eficiente y segura [51].

- **Formato de imágenes:**

Los formatos de imagen digital son estructuras estandarizadas que permiten representar, almacenar y compartir imágenes en computadoras u otros dispositivos electrónicos. Cada formato define cómo se codifican los valores de intensidad o color de los píxeles, cómo se manejan los metadatos asociados a la imagen, y qué tipos de compresión se aplican para reducir el tamaño del archivo [5]. En el ámbito del procesamiento de imágenes, la elección del formato afecta directamente la calidad visual, la capacidad de análisis computacional, y la interoperabilidad entre plataformas, especialmente en contextos sensibles como la medicina [5].

- **Sensores:**

Los sensores son dispositivos capaces de detectar fluctuaciones o cambios en el entorno, y convertir estas variaciones en una señal eléctrica interpretable por otros sistemas. Generalmente, esta respuesta se manifiesta como una salida analógica o digital que permite cuantificar fenómenos físicos como posición, presión, temperatura o movimiento [52]. En el contexto biomédico, los sensores permiten traducir variables fisiológicas o de interacción física en información digital procesable por un sistema computacional, lo que facilita la medición indirecta de procesos biológicos o simulados.

- **Sensores de posición:** Los sensores de posición son sensores capaces de medir y detectar posiciones de un objeto, tanto lineales como rotacionales o de ángulo, y luego lo convierte en una señal eléctrica para permitir su procesamiento y lectura.

Los sensores ópticos de flujo determinan el desplazamiento relativo mediante el análisis del movimiento aparente de patrones visuales sobre una superficie, basado en técnicas de flujo óptico, lo que permite obtener estimaciones de movimiento con alta resolución y sin deriva acumulativa significativa [53]. La señal de salida representa las variaciones en los ejes X y Y, las cuales pueden integrarse para estimar posición relativa.

- **Sensores de presión:** Este tipo de sensores captan la fuerza ejercida sobre ellos, cambiando su resistividad y teniendo como respuesta una señal eléctrica que permite procesar y leer la variable física. Un ejemplo de este tipo de sensores son los FSR, *Force Sensitive Resistor*, los cuales son dispositivos de película delgada que varían su resistencia en función de la fuerza ejercida sobre ellos, siendo muy útiles para medir compresión de forma sencilla y eficaz.
- **Evaluación Gage R&R:** La prueba Gage R&R (Repetibilidad y Reproducibilidad) es una herramienta estadística que se utiliza para evaluar qué tan preciso es un sistema de medición. Forma parte del Análisis del Sistema de Medición y su propósito es identificar cuánto de la variabilidad observada en un proceso se debe al instrumento de medición, al operador o a la interacción entre ambos [54].

Cuando se habla de “repetibilidad”, se refiere a la variación que ocurre cuando un mismo operador mide la misma pieza varias veces, usando el mismo instrumento y bajo las mismas condiciones. En cambio, la “reproducibilidad” analiza la variación que aparece cuando diferentes operadores realizan las mediciones, también con el mismo instrumento y en condiciones similares. Al analizar ambas, se puede saber si el sistema de medición es confiable o si introduce errores que podrían afectar el control de calidad del proceso [54].

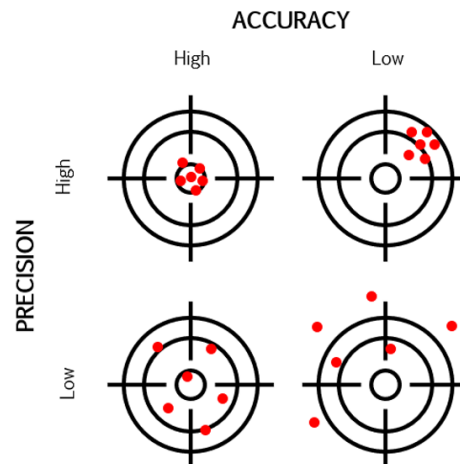


Figura 6: Métricas de la evaluación Gage R&R. Tomado de [6].

- **Error de posición euclidiano:** El error de posición euclidiano es una métrica geométrica que permite cuantificar la exactitud absoluta de un sistema de medición

posicional, es decir, qué tan cerca se encuentra la coordenada estimada o detectada de la coordenada real o nominal de referencia. Esta métrica evalúa el sesgo del sistema frente a valores conocidos, expresando el error en las mismas unidades del espacio medido [55].

Su cálculo se basa en la distancia entre dos puntos en un plano bidimensional, derivada del teorema de Pitágoras. Dado un punto medido de coordenadas  $(X_{med}, Y_{med})$  y un punto nominal de coordenadas  $(X_{real}, Y_{real})$ , el error euclidiano  $e$  se define como:

$$e = \sqrt{(X_{med} - X_{real})^2 + (Y_{med} - Y_{real})^2} \quad (1)$$

Esta expresión calcula la longitud del segmento recto que une ambos puntos en el plano, representando la magnitud total del desplazamiento entre la posición detectada y la posición esperada, sin distinguir la dirección del error [55].

## 1.6. Estado del arte

El entrenamiento en ecografía diagnóstica ha experimentado una transformación significativa con la incorporación de tecnologías de simulación, las cuales permiten a los estudiantes desarrollar competencias técnicas en un entorno seguro, controlado y reproducible. Los simuladores modernos varían en complejidad, nivel de fidelidad y enfoque pedagógico, adaptándose a diferentes necesidades formativas y presupuestarias.

Tradicionalmente, la enseñanza de la ecografía se basaba en la observación directa y la práctica supervisada con pacientes reales, lo que implicaba limitaciones éticas, logísticas y de seguridad. Con la aparición de las tecnologías de simulación médica en la década de 1990, comenzaron a desarrollarse los primeros simuladores ecográficos que reproducían imágenes en dos dimensiones (2D) a partir de modelos anatómicos estáticos. Posteriormente, los avances en procesamiento digital, realidad virtual y modelado tridimensional permitieron el desarrollo de simuladores interactivos con retroalimentación visual y táctil, conocidos como sistemas de alta fidelidad [19].

Actualmente, los simuladores de ultrasonido pueden clasificarse según su nivel de fidelidad y propósito educativo. Los simuladores de baja fidelidad suelen utilizar software basado en imágenes pregrabadas o modelos anatómicos digitales, siendo adecuados para la enseñanza inicial de la anatomía ecográfica y la orientación espacial del transductor. Los simuladores

de fidelidad intermedia incorporan sensores de movimiento y permiten una interacción más realista con el modelo, facilitando la adquisición de destrezas motoras y la correlación entre la posición del transductor y la imagen obtenida. Finalmente, los simuladores de alta fidelidad integran modelos 3D dinámicos, motores de renderizado en tiempo real y sistemas hápticos que reproducen la sensación de contacto con los tejidos, proporcionando una experiencia inmersiva muy similar a la práctica clínica real [42].

En paralelo, la incorporación de técnicas de inteligencia artificial (IA) y aprendizaje automático ha permitido mejorar la precisión del modelado anatómico y la generación de imágenes sintéticas en tiempo real, lo que amplía las posibilidades de personalización del entrenamiento [56]. Estas herramientas también posibilitan la evaluación automatizada del desempeño del usuario, registrando parámetros como el ángulo de inclinación del transductor, la presión aplicada o la cobertura anatómica, generando retroalimentación cuantitativa sobre las habilidades adquiridas [57]. De esta manera, la simulación se consolida como una estrategia de aprendizaje basada en competencias y evidencia, alineada con los estándares internacionales de educación médica [58].

A nivel internacional, plataformas comerciales como CAE Vimedix, SonoSim o ScanTrainer han marcado tendencia en la simulación de ultrasonido clínico, ofreciendo entornos de entrenamiento para cardiología, ginecología, anestesiología y medicina de emergencias. Sin embargo, su elevado costo y la dependencia de hardware propietario limitan su adopción en países en vía de desarrollo. En Latinoamérica, los esfuerzos en simulación médica se han centrado en desarrollar dispositivos de bajo costo que permitan replicar escenarios de práctica esenciales sin comprometer la calidad del aprendizaje [59, 60].

En Colombia, el uso de simuladores de ultrasonido aún se encuentra en una etapa inicial y mayormente restringida a instituciones académicas con recursos tecnológicos y económicos avanzados. La mayoría de los programas de medicina y enfermería carecen de infraestructura de simulación especializada, lo que limita la práctica guiada en ultrasonido durante el pregrado, este vacío en la formación práctica refuerza la necesidad de soluciones accesibles, sostenibles y pedagógicamente efectivas que permitan aumentar el acceso al entrenamiento en ecografía diagnóstica.

En este contexto, el diseño de simuladores con transductores de bajo costo y entornos virtuales de entrenamiento representa una oportunidad estratégica para fortalecer la educación médica, fomentar la autonomía del aprendizaje y reducir los riesgos asociados a la práctica en pacientes reales. Además, su integración con tecnologías de código abierto

y software interoperable puede potenciar la investigación y el desarrollo en instituciones académicas, contribuyendo al avance de la ingeniería biomédica aplicada a la educación.

### 1.6.1. Simuladores comerciales

El entrenamiento en ecografía diagnóstica ha avanzado notablemente en las últimas décadas gracias a la integración de tecnologías de simulación computacional, sensores de movimiento y entornos interactivos que permiten reproducir escenarios clínicos con alta fidelidad. Estos sistemas han transformado la educación médica al ofrecer experiencias inmersivas, seguras y reproducibles, donde el error se convierte en una oportunidad de aprendizaje sin riesgo para el paciente. Entre los simuladores de referencia en el ámbito académico y clínico destacan el CAE Vimedix, el SonoSim, el Ultrasound Mentor, el Schallware Ultrasound Simulator y el Vaussim, los cuales representan diferentes aproximaciones tecnológicas y pedagógicas en la enseñanza de habilidades ecográficas.

- **CAE Vimedix** es uno de los sistemas de simulación más avanzados del mercado, desarrollado por CAE Healthcare. Combina un maniquí anatómicamente realista con un sistema de rastreo tridimensional del transductor y retroalimentación háptica. Su software incorpora modelos anatómicos virtuales en 3D y escenarios clínicos interactivos que abarcan ecografía cardíaca, obstétrica, abdominal y pulmonar. Gracias a su capacidad para representar dinámicamente estructuras anatómicas y funciones fisiológicas, el Vimedix permite desarrollar competencias diagnósticas avanzadas en un entorno controlado. Sin embargo, su complejidad técnica y elevado costo, que puede superar los 50.000 USD, limitan su adopción a instituciones con altos recursos o centros de simulación especializados [23, 33], .

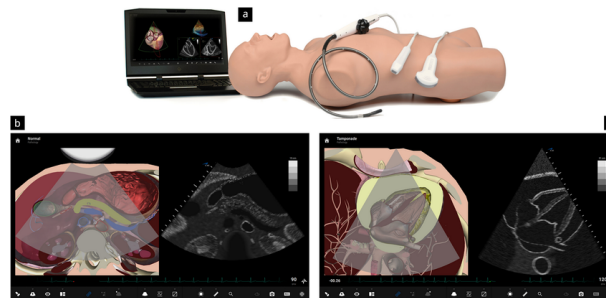


Figura 7: Simulador CAE Vimedix: componentes físicos y virtuales. Tomado de [7]

- **SonoSim** ofrece una alternativa más portátil y accesible orientada a la enseñanza

fundamental de la ecografía. Este sistema combina un transductor físico con imágenes ecográficas reales pregrabadas que se sincronizan con el movimiento del usuario sobre la superficie anatómica. Su arquitectura ligera y su interfaz sencilla facilitan la incorporación del entrenamiento ecográfico en entornos educativos convencionales, sin necesidad de equipamiento voluminoso o costoso. Aunque no alcanza el mismo nivel de fidelidad háptica que los sistemas basados en maniqués, destaca por su flexibilidad, escalabilidad y bajo mantenimiento, lo que lo convierte en una herramienta útil para el aprendizaje inicial y la práctica repetitiva [61, 62].

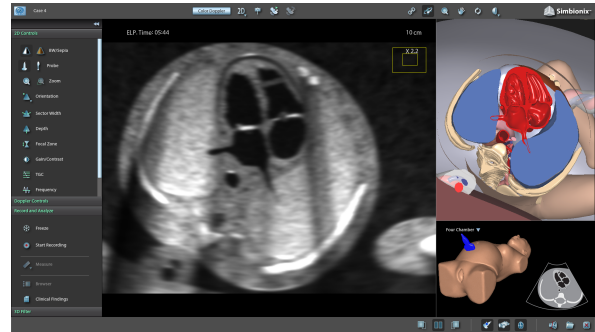


Figura 8: Simulador SonoSim: componentes físicos y virtuales. Tomado de [8]

- **Ultrasound Mentor**, desarrollado por Simbionix, representa una solución integral de entrenamiento ecográfico para múltiples especialidades. Combina transductores virtuales equipados con sensores de posicionamiento y un entorno de simulación tridimensional que permite al usuario explorar anatomías en tiempo real. Sus módulos de entrenamiento abarcan áreas como ginecología, obstetricia, trauma, abdomen y cardiología, con herramientas de evaluación automática que miden la precisión del plano, la cobertura anatómica y el tiempo de ejecución. Este enfoque basado en métricas objetivas facilita la evaluación del progreso del usuario y la estandarización de competencias clínicas [9, 63].



(a) Maniqué anatómico del simulador.



(b) Interfaz de software del simulador.

Figura 9: Simulador Ultrasound Mentor: componentes físicos y virtuales. Tomado de [9]

- **Vaussim**, desarrollado por Accurate S.r.l. [64], introduce un enfoque innovador al incorporar realidad aumentada en la simulación ecográfica. Este sistema proyecta imágenes ecográficas virtuales sobre un modelo físico, permitiendo que el estudiante practique maniobras de exploración y procedimientos eco-guiados con una integración natural entre el entorno físico y el digital. Su diseño modular facilita la conexión con otros simuladores médicos, potenciando la enseñanza interdisciplinaria en contextos de urgencia o cirugía. Al reducir los requerimientos de hardware y ofrecer flexibilidad pedagógica, Vaussim se consolida como una alternativa adaptable tanto a programas universitarios como a centros de entrenamiento clínico avanzado [65].



(a) Maniquí anatómico del simulador.

(b) Interfaz de software del simulador.

Figura 10: Simulador VausSim: componentes físicos y virtuales. Tomado de [10]

En conjunto, estos simuladores reflejan el progreso hacia una educación médica cada vez más tecnológica, inmersiva e integral. Sin embargo, persisten desafíos relacionados con los altos costos, la dependencia de hardware propietario y la limitada adaptabilidad a contextos educativos con recursos restringidos. Estas limitaciones sustentan la necesidad de desarrollar soluciones de simulación de bajo costo y código abierto que mantengan altos estándares de fidelidad visual, interactividad y validez pedagógica, permitiendo ampliar el acceso al entrenamiento ecográfico de calidad en la formación biomédica.

## 1.7. Requisitos del diseño

El diseño y evaluación del simulador de ecografía se fundamenta en normas técnicas internacionales que, aunque dirigidas principalmente a dispositivos médicos clínicos, proporcionan lineamientos metodológicos útiles para garantizar orden, trazabilidad, seguridad y buenas prácticas de ingeniería. Estas normas no se aplican con fines de certificación, pues el prototipo no es un dispositivo médico regulado, pero sirven como marco de referencia para estructurar un proceso de desarrollo responsable y alineado con la ingeniería biomédica moderna.

### 1.7.1. Normas ISO aplicables

- **ISO 13485:2016.** Establece un sistema de gestión de calidad específico para el ciclo de vida de dispositivos médicos. Aunque el simulador no busca certificación, esta norma aporta directrices sobre documentación técnica, control de versiones, validación de procesos y trazabilidad de decisiones de diseño, aspectos esenciales en un proyecto académico riguroso [66].
- **ISO 14971:2019.** Define un enfoque sistemático para identificar peligros, estimar riesgos, evaluar su aceptabilidad y proponer controles. Es especialmente útil para evaluar riesgos relacionados con uso del prototipo, diseño electrónico, interacción usuario-sistema y fallos del software [67].
- **ISO 9241-210:2019.** Norma central para Diseño Centrado en el Usuario (DCU). Proporciona un marco metodológico para involucrar usuarios, iterar prototipos, realizar pruebas de usabilidad y ajustar la interfaz del simulador con base en evidencia [68].

### 1.7.2. Normas IEC relacionadas

- **IEC 62304:2006.** Establece los requisitos del ciclo de vida del software en dispositivos médicos. Sus buenas prácticas pueden adoptarse para estructurar documentación, pruebas, control de versiones y validación del software del simulador [69].
- **IEC 62366-1:2015.** Proporciona un marco para evaluar y documentar usabilidad. Aunque no es obligatoria en proyectos educativos, permite justificar y formalizar pruebas con usuarios, iteraciones del diseño e identificación de errores de uso [70].

### 1.7.3. Normas ASTM y otras referencias técnicas

- **ASTM F2575-14.** Define terminología y lineamientos para simulación clínica. Es útil para clasificar el prototipo como simulador de baja fidelidad y justificar su propósito pedagógico [71].
- **DICOM PS3.** Especifica estándares para almacenamiento y transmisión de imágenes médicas. No es aplicable directamente al prototipo actual, pero es relevante para

justificar futuras ampliaciones hacia interoperabilidad y escalabilidad del proyecto [72].

#### 1.7.4. Marco ético y legal aplicable en Colombia

El proyecto se desarrolla en un contexto académico, sin uso en pacientes y sin ser un dispositivo médico regulado. Aun así, debe cumplir con la legislación colombiana en investigación, protección de datos, propiedad intelectual y seguridad en laboratorios.

- **Resolución 8430 de 1993 (MinSalud).** Establece las normas técnicas para la investigación en salud. El proyecto se enmarca como *investigación sin riesgo*, pues no involucra intervenciones ni uso en personas [73].
- **Ley 1581 de 2012.** Regula el tratamiento de datos personales. Aplica cuando se recopilan datos de interacción, desempeño o entrevistas a usuarios durante la validación del prototipo [74].
- **Lineamientos INVIMA.** Aunque los simuladores no están regulados como dispositivos médicos, las guías de documentación técnica, gestión de riesgos y control de cambios del INVIMA proporcionan estándares útiles para estructurar el proyecto [75].
- **RETIE.** Es el reglamento colombiano que define requisitos de seguridad eléctrica en instalaciones. Es aplicable al uso del simulador en laboratorios universitarios [76].

#### 1.7.5. Stakeholders del proyecto

Para comprender el alcance del proyecto y asegurar que su desarrollo responda a las necesidades reales de su entorno educativo y técnico, se realizó una clasificación de los diferentes grupos de interés involucrados. Esta categorización permite identificar a los usuarios directos del simulador, así como a los actores que brindan soporte, evaluación y proyección futura. El cuadro 1 resume esta organización, diferenciando stakeholders primarios, secundarios y terciarios según su nivel de participación e impacto en el proyecto.

Categoría	Stakeholders
<b>Primarios</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Estudiantes de medicina</li> <li>■ Estudiantes de enfermería</li> <li>■ Residentes de ginecología, radiología, urgencias y anestesiología</li> <li>■ Docentes de ecografía</li> </ul>
<b>Secundarios</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Ingenieros biomédicos encargados del mantenimiento</li> <li>■ Coordinadores de laboratorios de simulación</li> <li>■ Expertos clínicos consultores</li> </ul>
<b>Terciarios</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Instituciones interesadas en replicar el simulador</li> <li>■ Industria local de impresión 3D y electrónica</li> <li>■ Pacientes beneficiados indirectamente por mejor formación profesional</li> </ul>

Cuadro 1: Clasificación de stakeholders del proyecto.

#### 1.7.6. Requisitos del sistema

La definición estructurada de los requisitos del sistema es fundamental para garantizar que el simulador ecográfico cumpla con los objetivos de desempeño, realismo y usabilidad planteados. Estos requisitos abarcan dimensiones funcionales, técnicas, clínicas y de experiencia de usuario, permitiendo orientar el diseño hacia un prototipo que sea simultáneamente preciso, seguro y pedagógicamente útil. El cuadro 2 presenta esta clasificación, organizando los criterios que guían el desarrollo integral del sistema.

Categoría	Requisitos
<b>Funcionales</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Captura de movimiento del transductor en ejes X–Y.</li> <li>■ Captura de presión aplicada en eje Z.</li> <li>■ Herramientas básicas de ultrasonido: brillo, contraste, zoom, congelación, captura de pantalla.</li> </ul>
<b>Técnicos</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Materiales durables y de contacto superficial, seguro y de fácil limpieza.</li> <li>■ Tolerancia geométrica del transductor.</li> </ul>
<b>Clínicos</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Simulación básica de escenarios obstétricos.</li> <li>■ Relación proporcional entre movimientos del transductor y variación de imagen.</li> </ul>
<b>De usuario</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>■ Transductor ergonómico similar a los transductores convexos reales.</li> <li>■ Interfaz intuitiva para instructores y practicantes, usando terminología médica estándar.</li> <li>■ Portabilidad.</li> </ul>

Cuadro 2: Clasificación de requisitos del sistema de simulación ecográfico.

## 1.8. Restricciones del diseño

El desarrollo del simulador de ecografía está condicionado por diversas restricciones técnicas, económicas, logísticas, éticas y contextuales que limitan el alcance del prototipo y orientan las decisiones de diseño. Reconocer estas restricciones permite garantizar que las soluciones propuestas sean realistas, factibles y acordes con los recursos institucionales disponibles.

### 1.8.1. Presupuesto

El proyecto se ve limitado por un presupuesto reducido propio del entorno académico. Esto influye en la selección de sensores, materiales de fabricación, tecnologías de impresión 3D y componentes electrónicos, priorizando alternativas de bajo costo, fácil adquisición y mantenimiento.

- Uso de sensores económicos (ej. FSR, IMU, cámaras o sensores ópticos de bajo costo).

- Limitación en la adquisición de materiales de muy alta calidad o grado clínico.
- Elección de microcontroladores y módulos comerciales asequibles.
- Impresión 3D como método principal de manufactura.

### **1.8.2. Materiales y recursos disponibles**

Las opciones de fabricación están directamente relacionadas con los equipos disponibles en los laboratorios de la universidad.

- Acceso limitado a tecnologías avanzadas (inyección de polímeros, mecanizado CNC, ultrasonido real).
- Restricción a materiales que pueden ser trabajados en laboratorio estudiantil (PLA, TPU, siliconas básicas, acrílicos).
- Disponibilidad de herramientas básicas: impresoras 3D, estaciones de soldadura, fuentes de poder, osciloscopios y equipos de medición.

### **1.8.3. Acceso a laboratorios**

El uso de laboratorios de simulación y prototipado está sujeto a disponibilidad horaria, normativas internas y tiempos de mantenimiento.

- Horarios restringidos de uso (dependencia de reservas institucionales).
- Limitación en número de sesiones para pruebas con usuarios.
- Personal técnico disponible solo en horarios específicos.

### **1.8.4. Tiempo disponible**

El proyecto debe desarrollarse dentro de los tiempos definidos en el calendario académico.

- Cronograma limitado a semestres académicos.
- Iteraciones de diseño reducidas por plazos de entrega.
- Pruebas con usuarios condicionadas a disponibilidad de estudiantes y docentes.

Teniendo en cuenta estas restricciones se desarrollaron distintas delimitaciones y un alcance racional y alcanzable para este proyecto, dejando abierta la posibilidad de escalar el mismo en un futuro.

#### **1.8.5. Delimitaciones**

1. Uso exclusivo de imágenes ecográficas previamente existentes. No se contempla la adquisición en tiempo real a partir de pacientes reales o modelos físicos.
2. Validación inicial del sistema en un entorno académico controlado, esta fase no incluirá implementación clínica inmediata, sino que se enfocará en pruebas con estudiantes y profesionales del área de la salud, evaluando su usabilidad y su precisión en un contexto educativo, antes de considerar su uso en entornos clínicos o académicos reales.
3. El modelo de transductor no utilizará ultrasonido real. Su diseño será exclusivamente físico, replicando la forma de un transductor convencional, pero sin generación de ondas ultrasónicas. Estará equipado con sensores de posición para el desplazamiento en los ejes X y Y, así como un sensor de presión para el control del desplazamiento en el eje Z.
4. El documento final del trabajo será presentado como borrador para su revisión y posterior publicación en una revista científica especializada.

#### **1.8.6. Alcance**

Diseño y construcción de un prototipo funcional de simulador de ecografía con transductor físico con movimiento en tres ejes (X, Y, Z), un módulo de software con interfaz visual para la carga de imágenes ecográficas pre-adquiridas, un vientre simulado con fidelidad anatómica y un sistema de validación de usabilidad del simulador orientado a la formación médica.

### **1.9. Contribución del proyecto a la formación en ingeniería**

El desarrollo de este simulador de ecografía con transductor 3D constituye un escenario de aprendizaje que integra, de manera articulada, algunos de los ejes fundamentales de la

formación en ingeniería biomédica: la aplicación de conocimientos técnicos avanzados, el trabajo colaborativo interdisciplinar, la toma de decisiones bajo restricciones reales y el diseño de soluciones centradas en el usuario.

Desde el punto de vista técnico, el proyecto convoca simultáneamente múltiples áreas de la ingeniería. La fase de modelado estructural del transductor se desarrolla mediante herramientas CAD tridimensionales, lo que exige precisión en la definición de geometrías, tolerancias y consideraciones ergonómicas, en línea con las tendencias actuales en el diseño de dispositivos biomédicos [77, 68, 78]. En el plano de la instrumentación, el simulador integra sensores de fuerza resistivos y sensores ópticos de flujo para registrar movimientos y presiones ejercidas durante la práctica, cuya señal es procesada para generar retroalimentación cuantitativa en tiempo real [79]. El desarrollo de software, por su parte, contempla una interfaz gráfica interactiva con algoritmos de retroalimentación visual, fortaleciendo competencias en procesamiento de señales, programación y validación funcional. La confiabilidad del sistema se evalúa adicionalmente mediante un análisis de repetibilidad y reproducibilidad (Gage R&R), consolidando habilidades en metrología y toma de decisiones basada en evidencia, aspectos esenciales en la certificación de dispositivos médicos [80, 81, 82].

La naturaleza del proyecto exige, además, una articulación continua entre perfiles con distintas competencias: diseño mecánico, electrónica, desarrollo de software y conocimiento clínico. Esta interdependencia es estructural y no accidental: las decisiones tomadas en el modelado CAD condicionan directamente el esquema de sensado; los requisitos del procesamiento de señales determinan la arquitectura del software; y los criterios clínicos recogidos mediante la metodología de la voz del cliente (VOC) orientan todas las fases anteriores [83]. Trabajar bajo esta lógica de dependencias mutuas desarrolla en el equipo habilidades de comunicación técnica, gestión de interfaces entre subsistemas y capacidad de negociación ante decisiones de diseño conflictivas, competencias que difícilmente se adquieren en asignaturas aisladas.

A lo anterior se suma la exigencia de tomar decisiones bajo restricciones reales. El simulador debe ofrecer una experiencia de entrenamiento comparable a la de equipos comerciales como el CAE Vimedix, cuyo costo supera los 50.000 USD [23], pero dentro de un presupuesto sustancialmente menor. Esta restricción obliga a decisiones de diseño fundamentadas: selección de componentes electrónicos asequibles sin sacrificar precisión de medición, elección de materiales que equilibren resistencia mecánica y costo de fabricación, y definición

de algoritmos que maximicen la fidelidad de la retroalimentación con los recursos computacionales disponibles. Cada una de estas decisiones implica ciclos de análisis, prototipado y ajuste que reproducen la lógica de trabajo del ingeniero en ejercicio profesional, donde los recursos son siempre finitos y las soluciones deben ser justificables.

En cuanto al diseño centrado en el usuario, la incorporación de la metodología VOC desde las etapas tempranas garantiza que las decisiones técnicas respondan a necesidades reales de docentes y estudiantes de ciencias de la salud [84, 85]. En la práctica, esto se traduce en decisiones concretas: la geometría convexa del transductor replica la forma de los equipos clínicos para preservar la familiaridad en la manipulación; la retroalimentación visual se diseña para ser interpretable sin formación técnica previa; y la interfaz busca reproducir las condiciones de una ecografía real, facilitando la transferencia de lo aprendido al entorno clínico. Esta perspectiva tiene además una dimensión ética relevante: al sustituir la práctica sobre pacientes reales por un entorno simulado, el proyecto elimina los riesgos de incomodidad, exposición prolongada al ultrasonido y estrés asociados al uso de gestantes como sujetos de entrenamiento, poniendo el bienestar de las pacientes en el centro de la solución tecnológica [29].

En conjunto, el proyecto no se limita a producir un dispositivo funcional, sino que constituye un proceso formativo en el que cada etapa, desde el diseño hasta la validación, exige pensamiento sistémico, experimentación controlada y responsabilidad profesional. Su alineación con el ODS 3 (Salud y bienestar) y el ODS 4 (Educación de calidad) [26] refuerza que su valor trasciende lo técnico: representa una contribución concreta a la reducción de brechas educativas y al fortalecimiento de capacidades diagnósticas en contextos con recursos limitados [86].

## 1.10. Metodología

La metodología empleada en este proyecto se fundamenta en el enfoque sistemático de diseño propuesto por Nigel Cross, el cual concibe el proceso de diseño como una secuencia estructurada de actividades orientadas a transformar un conjunto de requerimientos en una solución técnica viable [87]. Este enfoque plantea tres grandes etapas: la exploración del problema, donde se analizan las necesidades, restricciones y el contexto del proyecto; la generación de conceptos, en la que se desarrollan y comparan posibles alternativas de solución; y la materialización del diseño, que abarca la construcción, prueba y validación

del prototipo final. Dicho modelo enfatiza la iteración y la retroalimentación continua, permitiendo ajustar las decisiones de diseño en función de los resultados obtenidos y de las necesidades del usuario. En este proyecto, el método de Cross se adapta al contexto biomédico y educativo del simulador, estructurando el proceso en tres fases principales, *análisis, síntesis y evaluación*, que garantizan un desarrollo ordenado, verificable y centrado en la funcionalidad y usabilidad del sistema.

#### **1.10.1. Fase de análisis**

Durante esta fase se realiza la investigación y comprensión profunda del problema, los usuarios y las soluciones existentes. Se efectúan actividades de revisión técnica de simuladores de ecografía actuales (CAE Vimedix, SonoSim, Ultrasound Mentor, Schallware y VausSim), con el propósito de identificar sus principios de funcionamiento, tecnologías empleadas, costos aproximados y materiales utilizados.

Simultáneamente, se analizan las necesidades y expectativas de los usuarios potenciales, como lo son estudiantes de posgrado del área de la salud o especialistas en ecografía u obstetricia, mediante encuestas y entrevistas estructuradas. Los resultados de este análisis permiten definir los requerimientos funcionales y ergonómicos del simulador, así como los criterios de diseño que orientarán el desarrollo posterior.

Para apoyar esta etapa, se emplean herramientas metodológicas de ingeniería como la matriz QFD (Quality Function Deployment), utilizada para traducir las necesidades del usuario en especificaciones técnicas medibles [88], y la metodología TRIZ (Theory of Inventive Problem Solving), que facilita la generación de soluciones innovadoras a partir del análisis sistemático de contradicciones técnicas [89]. Finalmente, se comparan las características de los simuladores existentes con los requerimientos identificados para establecer los parámetros de diseño clave del sistema.

#### **1.10.2. Fase de síntesis**

En esta etapa se abordan los procesos de conceptualización, diseño y desarrollo del prototipo. Primero, se seleccionan los sensores y materiales apropiados para la construcción del transductor y el sistema de posicionamiento, considerando factores como precisión, disponibilidad y costo.

Posteriormente, se realiza la fabricación de las piezas mediante técnicas de prototipado rápido, como la impresión 3D y el diseño CAD, seguida del ensamble mecánico y la integración de los sensores. El sistema electrónico se diseña e implementa para capturar las coordenadas espaciales del transductor y procesar la información de desplazamiento, la cual se comunica con el módulo de software encargado de la visualización de imágenes ecográficas.

En paralelo, se desarrolla el software de control y visualización, capaz de cargar una base de datos de imágenes ecográficas y sincronizarlas en tiempo real con la posición del transductor. Se diseña además una interfaz de usuario intuitiva, optimizada para el entorno de aprendizaje clínico, asegurando la integración funcional entre el hardware y el software.

### **1.10.3. Fase de evaluación**

La fase de evaluación contempla la validación funcional y metrológica del prototipo. Se plantea una prueba de repetibilidad y reproducibilidad (Gage R&R) para analizar la confiabilidad del sistema de medición posicional y su correspondencia con la visualización ecográfica. Esta prueba se realizará con un grupo de evaluadores, sin recopilar información personal de los participantes [54].

El procedimiento incluye:

- Definición del objeto de medición como la relación entre la posición espacial del transductor (ejes X, Y, Z) y la imagen generada en pantalla.
- Selección de los evaluadores y definición de posiciones de prueba con múltiples repeticiones.
- Recolección de los datos experimentales siguiendo un protocolo estandarizado.
- Análisis estadístico mediante el método Gage R&R, que incluye el cálculo de la variación del equipo (EV), variación entre evaluadores (AV), variación total del sistema (GRR) y porcentaje de contribución al total de la variabilidad del proceso [54].

Este análisis permite determinar la precisión del sistema, validar su confiabilidad y orientar los ajustes necesarios para optimizar la correlación entre la medición espacial y la representación ecográfica. Se considera aceptable un porcentaje de variación del sistema de medición menor al 10 % respecto a la variación total del proceso, criterio establecido en

el estándar internacional de análisis de sistemas de medición [80] y respaldado por análisis críticos de los criterios de aceptación en metrología aplicada [90]

### 1.11. Plan de trabajo

Fase	Actividad	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11	M12
<b>Análisis</b>	Revisión de literatura técnica	█	█	█									
	Definición del problema y requerimientos	█											
	Análisis de requerimientos técnicos		█	█	█								
	Levantamiento de necesidades del usuario			█									
	QFD y priorización de necesidades			█	█								
<b>Síntesis</b>	Ideación y selección de alternativas			█	█								
	Diseño CAD y diseño electrónico					█	█						
	Selección de materiales y sensores				█								
<b>Desarrollo</b>	Desarrollo de software (UI/visualización)					█	█	█	█	█			
	Integración electrónica (prototipo)						█	█	█				
	Integración hardware–software							█	█	█			
	Pruebas internas y optimización del prototipo								█	█	█		
<b>Validación</b>	Preparación del estudio Gage R&R									█			
	Ejecución del estudio Gage R&R										█	█	
	Validación funcional con usuarios											█	█
	Análisis estadístico de resultados												█
<b>Documentación</b>	Elaboración del informe final	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█	█

Cuadro 3: Cronograma del proyecto ajustado al ancho de página.

## Parte 2 - Proyecto de diseño 1

---

## 2. Fase de Síntesis

### 2.1. Diseño conceptual

El simulador de ecografía con transductor 3D tiene como objetivo principal reproducir de manera realista la experiencia visual que experimenta un especialista durante un examen de ecografía prenatal real. Para ello, el dispositivo integra un transductor convexo impreso en 3D, diseñado con dimensiones y geometría equivalentes a las de un transductor comercial. Asimismo, incorpora una superficie de simulación que representa el abdomen materno, con forma y textura similares a las reales, sobre la cual se desarrolla el examen simulado. Finalmente, el sistema permite la visualización en tiempo real de las imágenes precargadas mediante una interfaz digital interactiva, que muestra la respuesta correspondiente a cada posición del transductor.

El simulador permite el movimiento libre del transductor sobre la superficie de simulación, aunque requiere iniciar en un punto de referencia (punto cero) para la calibración de posición. El transductor integra un sensor encargado de registrar los desplazamientos y un sensor para la lectura de la presión aplicada, con el propósito de generar la respuesta visual correspondiente en función de la posición y fuerza ejercida.

Para cumplir con estos objetivos, el sistema del simulador se estructura en dos tipos de funciones: principales y secundarias. Las funciones principales garantizan el funcionamiento esencial del simulador, mientras que las secundarias incorporan características complementarias que, aunque no son indispensables para la simulación, mejoran la interacción y la experiencia del usuario.

#### 2.1.1. Funciones principales

- **Detección de posición del transductor:**

Esta función permite determinar la posición del transductor en todo momento durante el examen simulado. Es una función fundamental, ya que dicha posición define la imagen ecográfica mostrada en la interfaz.

Para lograr la detección, se emplea un sensor óptico de flujo, el cual proyecta luz sobre la superficie y analiza las variaciones en el patrón reflejado para calcular los

desplazamientos en los ejes X e Y. Estos valores se acumulan para obtener la posición relativa del transductor dentro del área de exploración, generando como salida los valores de  $\Delta X$  y  $\Delta Y$ .

- **Detección de presión sobre la superficie:**

Esta función mide la fuerza ejercida por el usuario sobre la superficie del vientre simulado. Dicha presión influye en la nitidez y el nivel de ruido de la imagen, reproduciendo el efecto físico presente en un examen ecográfico real.

La detección se realiza mediante un sensor FSR, conectado al microcontrolador a través de un divisor de tensión. Este sensor varía su resistencia en función de la presión aplicada: a mayor fuerza, menor resistencia. El microcontrolador mide la variación de voltaje resultante y la convierte en un valor de fuerza digitalizado.

- **Procesamiento de señales:**

Esta función se encarga de traducir y coordinar los datos obtenidos por los sensores en información interpretable por el software de la interfaz, permitiendo así la correcta visualización de la imagen correspondiente.

El microcontrolador recibe las señales del sensor óptico y del FSR, las filtra y convierte en datos digitales. Luego, envía los valores procesados al programa en Python mediante comunicación por puerto USB, garantizando la coherencia entre las acciones físicas realizadas con el transductor y la respuesta visual mostrada en pantalla.

- **Visualización de imágenes ecográficas simuladas:**

Esta función permite mostrar en la interfaz digital las imágenes ecográficas correspondientes a la posición y presión detectadas, proporcionando una experiencia visual similar a la de un equipo real.

El software de la interfaz recibe los datos provenientes del microcontrolador y selecciona la imagen correspondiente dentro de una matriz predefinida. La imagen se actualiza dinámicamente según el movimiento del transductor, mostrando variaciones visuales dependientes de la presión aplicada y de los parámetros definidos por el usuario, como brillo, contraste o nivel de zoom.

### 2.1.2. Funciones secundarias

- **Ajuste de parámetros visuales en la interfaz:**

El ajuste de parámetros visuales constituye una funcionalidad secundaria que amplía las posibilidades de exploración del simulador. A través de la interfaz gráfica, el usuario puede modificar en tiempo real valores como el brillo, el contraste, el nivel de zoom y la intensidad del ruido de la imagen, lo que permite recrear distintas condiciones de visualización ecográfica. Esta funcionalidad se apoya en módulos de procesamiento de imágenes integrados en el software, los cuales aplican los ajustes seleccionados directamente sobre la imagen desplegada.

- **Captura de pantalla y grabación de video:**

Esta función permite registrar la práctica realizada para su posterior análisis o evaluación. A través de un comando en la interfaz, el usuario puede generar una captura de pantalla de la imagen ecográfica o grabar un video del entrenamiento, incluyendo los datos de posición y presión correspondientes a cada instante.

- **Realismo del transductor y superficie de examen:**

Esta función asegura que tanto el transductor como la superficie del vientre simulado ofrezcan una sensación táctil y visual realista al usuario.

La combinación de un transductor convexo impreso en 3D, con dimensiones y geometría similares a las de los equipos reales, y un vientre simulado recubierto con piel sintética siliconada, proporciona una respuesta mecánica y visual análoga al tejido humano, incrementando el realismo de la simulación.

El conjunto de funciones principales y secundarias descritas conforma el sistema general de funcionamiento del simulador *EchoTrainer*, donde cada bloque interactúa para lograr la simulación ecográfica.

## 2.2. Generación de alternativas

El proceso de diseño requirió explorar diferentes configuraciones posibles que permitieran cumplir con los requerimientos funcionales, las restricciones técnicas y las expectativas de los usuarios finales. Con el fin de identificar la solución más adecuada para el simulador

de ecografía *EchoTrainer*, se generaron diversas alternativas que combinan distintos tipos de sensores y mecanismos de detección del movimiento y de la presión ejercida por el transductor. A continuación, se presentan las alternativas evaluadas, cada una con una breve descripción técnica y su posible aplicación dentro del sistema.

- **Simulador con sensores de ultrasonido integrados en la superficie simulada y un sensor de presión en el transductor:**

Esta alternativa incluiría sensores de ultrasonido en el vientre, generando una cuadrícula de mapeo a lo largo de la superficie. Este tipo de sensores genera ondas de ultrasonido, las cuales rebotan al contacto con un objeto, que en este caso sería el transductor, y calculan la distancia del objeto en función del tiempo de retorno de la onda. Al disponer varios sensores en una cuadrícula, cada uno aportaría una medición independiente de distancia, lo que permitiría estimar la posición del transductor mediante triangulación o interpolación espacial.

El transductor incluiría también un sensor de presión, encargado de medir la fuerza ejercida sobre la superficie simulada. Esta señal se utilizaría para modificar la vista de la imagen simulada en la interfaz, añadiendo o quitando el ruido que se puede detectar en las ecografías reales según la presión que ejerce el especialista.

- **Simulador con sensores de capacitancia integrados en la superficie simulada y sensor de presión en el transductor:**

En esta alternativa, la superficie del simulador incorpora una capa sensora capacitiva similar a la utilizada en pantallas táctiles o paneles touch. El sistema detecta la posición del transductor mediante los cambios en el campo eléctrico generados por la interacción con la superficie, lo cual permite determinar coordenadas X-Y en tiempo real.

Al igual que en la alternativa anterior, esta tiene un sensor de fuerza integrado en el transductor con el objetivo de adaptar la visualización de la imagen en la interfaz a la presión realizada por el usuario.

- **Simulador con unidad de Medición Inercial (IMU) y sensor de presión en el transductor:**

En esta alternativa, el transductor incorpora una Unidad de Medición Inercial (IMU), que combina acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. La IMU permite medir

aceleraciones lineales, velocidades angulares y orientación espacial del transductor. A partir de los datos de aceleración es posible estimar su desplazamiento mediante integración temporal, mientras que el giroscopio aporta información sobre cambios en la orientación.

El sistema utiliza estas mediciones para reconstruir la trayectoria del transductor sobre la superficie simulada. La IMU se complementa con un sensor de presión montado en el transductor, encargado de medir la fuerza de contacto durante la exploración.

■ **Simulador con sensor óptico de flujo y sensor de presión en el transductor:**

Para esta alternativa se consideraron dos opciones para el sensor óptico de flujo, ambas cumplen con la misma labor y tienen el mismo modo de funcionamiento, sin embargo, su aplicación en el proyecto varía un poco, el primer sensor es el ADNS3080 y el segundo es el sensor que utiliza un ratón de computador PAN3101DB, ambas alternativas serán descritas a continuación:

● **ADNS3080:**

Esta alternativa propone el uso de un sensor óptico de flujo, específicamente el ADNS3080, diseñado para detectar desplazamientos bidimensionales con alta precisión al analizar el movimiento relativo entre el sensor y la superficie. El sensor captura imágenes de la superficie a gran velocidad e identifica cambios en los patrones de textura entre fotogramas consecutivos, lo que permite calcular desplazamientos incrementales en los ejes X–Y.

Al estar ubicado en la base del transductor, el sensor permite estimar la trayectoria recorrida sobre la superficie simulada. Junto con esto, se integra un sensor de presión que mide cuánta fuerza está ejerciendo el usuario al apoyar el transductor sobre la superficie.

● **PAN3101DB:**

En esta alternativa, el sistema utiliza una placa electrónica que incorpora el sensor PAN3101DB, un dispositivo diseñado para detectar desplazamientos bidimensionales mediante análisis de flujo óptico. Este sensor funciona iluminando la superficie con un LED y capturando imágenes continuas del patrón de textura. A partir de los cambios entre una imagen y la siguiente, el PAN3101DB calcula el desplazamiento relativo en los ejes X y Y, permitiendo obtener un seguimiento del movimiento del transductor sobre el vientre simulado.

Al igual que en las demás alternativas, el sistema se complementa con un sensor de presión FSR integrado en la parte superior del transductor. Este componente mide la fuerza ejercida durante el examen simulado, permitiendo modificar el comportamiento visual de la imagen simulada de acuerdo con la presión aplicada por el usuario.

A continuación, se presentará una matriz morfológica con las combinaciones funcionales que se diseñaron en cada alternativa, que permite organizar y comparar de manera estructurada dichas alternativas de diseño propuestas para el simulador de ecografía. A partir de las funciones principales y secundarias identificadas en el sistema, la matriz facilita visualizar cómo cada alternativa integra diferentes componentes, como sensores de posición, sensores de presión, módulos de procesamiento y métodos de registro del examen. Esto facilita la identificación de patrones, diferencias clave y posibles combinaciones entre alternativas, sirviendo como una herramienta de apoyo para la toma de decisiones en la etapa de diseño conceptual.

<b>Alternativa</b>	<b>Posición</b>	<b>Presión</b>	<b>Procesamiento</b>	<b>Registro del examen</b>
Sensores de ultrasonido integrados y sensor de presión.	Matriz ultrasónica	FSR	Arduino Nano	Porcentaje de recorrido
Sensores de capacitancia integrados y sensor de presión.	Superficie capacitiva	FSR	Arduino UNO	Captura / exportación de imagen
Unidad de Medición Inercial (IMU) y sensor de presión.	IMU 9DOF	FSR	ESP32	Exportación de video
Sensor óptico ADNS3080 y sensor de presión.	Sensor óptico ADNS3080	FSR	Arduino NANO + Python	Porcentaje recorrido; Presión promedio
Sensor óptico PAN3101DB y sensor de presión.	Sensor óptico PAN3101DB	FSR	Arduino Nano + Python	Captura / exportación; Video

Cuadro 4: Matriz morfológica de las diferentes alternativas propuestas.

### 2.3. Selección de la solución preliminar

Para la elección de la solución preliminar se evaluaron todas las alternativas propuestas, considerando tanto los requerimientos funcionales del sistema como la retroalimentación

obtenida mediante encuestas aplicadas a especialistas en ecografía y residentes de Ginecología y Obstetricia. Dichas encuestas exploraron aspectos como su experiencia clínica, los principales desafíos en el aprendizaje y manipulación del transductor, la percepción del valor de los simuladores, las características deseadas y los beneficios esperados de su uso en la formación médica. Esta retroalimentación resultó clave para analizar el equilibrio entre el rendimiento esperado, la facilidad de implementación y el costo del prototipo, seleccionando así la solución más adecuada para el proyecto.

### 2.3.1. Encuestas de caracterización de necesidades

Con el fin de orientar el diseño del prototipo hacia las necesidades reales del entorno clínico y académico, se aplicaron dos encuestas durante la fase de análisis: una dirigida a especialistas con experiencia en el uso de la ecografía ( $n = 10$ ) y otra a residentes de Ginecología y Obstetricia ( $n = 17$ ). Los resultados se presentan en las Figuras 11 y 12.

**Expertos en ecografía** El perfil de los encuestados refleja experiencia clínica activa: el 90 % cuenta con más de dos años de práctica y el 80 % utiliza la ecografía a diario o varias veces por semana. Sin embargo, el 70 % nunca ha tenido acceso a un simulador de ecografía, lo que evidencia una brecha significativa entre la demanda de entrenamiento y la disponibilidad de herramientas de simulación.

En cuanto a las prioridades de formación, el 90 % señaló el conocimiento anatómico y la interpretación de imágenes como aspectos fundamentales, mientras que el 70 % destacó la manipulación del transductor. Respecto al realismo del dispositivo, el 50 % considera que debe imitar casi completamente al transductor real y el 40 % estima suficiente un nivel moderado de similitud, lo que validó la decisión de diseñar un transductor ergonómico con seguimiento posicional en tres ejes.

La accesibilidad económica fue valorada como alta o muy alta por el 90 % de los encuestados, y el 100 % consideró que el uso de un simulador mejoraría la seguridad del paciente, siendo la reducción de errores clínicos el beneficio más esperado.

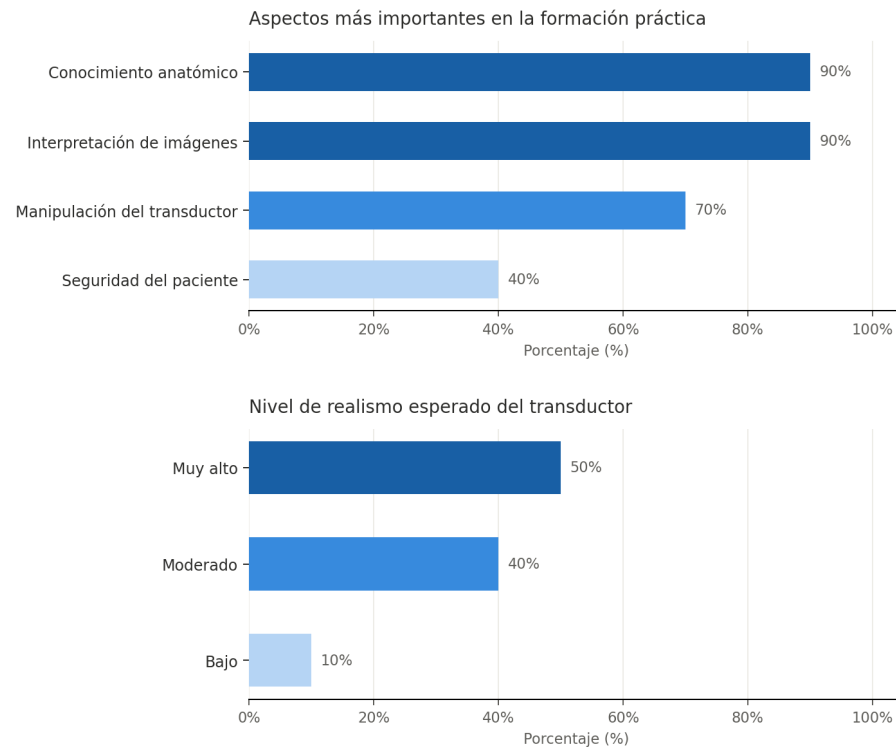
Encuesta a especialistas en ecografía ·  $n = 10$ 

Figura 11: Resultados de la encuesta aplicada a especialistas en ecografía ( $n = 10$ ).

**Residentes de Ginecología y Obstetricia** La totalidad de los residentes encuestados ( $n = 17$ , 100 %) pertenece a programas de Ginecología y Obstetricia y considera la ecografía una herramienta fundamental e indispensable para su práctica. No obstante, el 94 % reportó limitaciones de acceso a equipos durante su formación, ya sea de forma frecuente o dependiendo de la rotación.

El aprendizaje ecográfico fue calificado como difícil o muy difícil por el 100 % de los encuestados, siendo la interpretación de imágenes (65 %) y la manipulación del transductor (59 %) los retos más frecuentemente señalados. En cuanto a la suficiencia de la práctica clínica actual, solo el 24 % la consideró muy suficiente, mientras que el 47 % la calificó como aceptable y el 29 % como insuficiente.

El 100 % de los residentes afirmó que un simulador sería útil en su formación y calificó la retroalimentación inmediata como muy importante para corregir errores durante el aprendizaje. Estos hallazgos respaldaron la incorporación de una interfaz de visualización sincronizada con el movimiento físico del transductor en el diseño final del EchoTrainer.

Encuesta a residentes de Ginecología y Obstetricia · n = 17

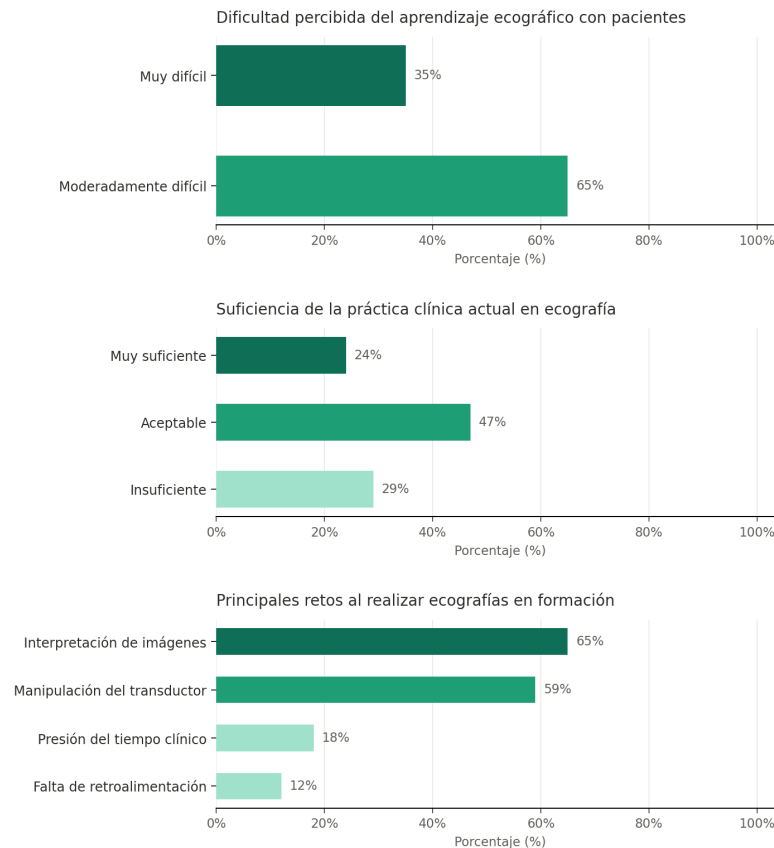


Figura 12: Resultados de la encuesta aplicada a residentes de Ginecología y Obstetricia ( $n = 17$ ).

### 2.3.2. Análisis y selección de la alternativa de diseño

Desde un punto de vista técnico, se analizó la capacidad de cada alternativa para cumplir con las funciones esenciales del sistema: detección precisa de la posición del transductor a lo largo del examen, medición de la presión aplicada, procesamiento en tiempo real la visualización de las imágenes simuladas en la interfaz gráfica, así como el registro de los datos del examen para una retroalimentación al usuario.

La alternativa basada en el sensor óptico PAN3101DB integrado con sensores FSR mostró ventajas a las demás opciones evaluadas. La tecnología óptica del PAN3101DB ofrece una sensibilidad al movimiento superior, con una resolución de 1200 CPI [91] que permite capturar desplazamientos con la precisión necesaria para identificar patrones de exploración durante la ecografía simulada. Su estabilidad en superficies texturizadas y su compatibili-

dad directa con microcontroladores como el Arduino Nano lo convierten en un candidato altamente adecuado para medir trayectorias sobre una superficie simulada de piel sintética.

A diferencia de alternativas como el ultrasonido dispuesto en cuadrícula que requiere calibración inicial compleja o el IMU que puede acumular error de deriva en sesiones prolongadas, el sensor óptico PAN3101DB, mantiene precisión constante sin necesidad de recalibración frecuente. Además, el uso de la lectura directa de los datos del sensor mediante Arduino permite una integración al sistema estable, facilitando tanto la calibración del sistema como su mantenimiento a largo plazo. La incorporación de sensores FSR para la medición de presión ofrece una respuesta sensible a diferentes niveles de fuerza aplicada, característica fundamental para evaluar si el estudiante aplica la presión adecuada durante las distintas técnicas de ecografía obstétrica. En comparación con sensores capacitivos, los FSR presentan menor susceptibilidad a interferencias y un rango dinámico más apropiado para las fuerzas típicas empleadas en exploración clínica.

La combinación de Arduino NANO y Python para el procesamiento de las señales de los sensores y la visualización en tiempo real de las imágenes ecográficas simuladas, dependiendo de dichas señales, presenta una solución técnicamente sólida que aprovecha las fortalezas de ambas plataformas. El Arduino Nano se encarga de la adquisición de datos en tiempo real desde los sensores, realizando un preprocesamiento básico que filtra ruido y estabiliza las lecturas antes de transmitirlos por medio de USB serial al software de la interfaz en Python. Su tamaño compacto es una ventaja significativa, ya que facilita su integración dentro del transductor simulado sin generar un dispositivo excesivamente voluminoso o poco ergonómico que no se adecúe a los transductores reales. Factor que fue muy importante tanto para especialistas como para estudiantes en las encuestas realizadas para la recolección de requerimientos con los usuarios. Por otro lado, Python actúa como plataforma de procesamiento, donde también se implementa la creación de una interfaz gráfica para el usuario en la cual se puede visualizar y controlar los parámetros de las imágenes simuladas del examen ecográfico, lo cual permite que el sistema mantenga una respuesta ágil y mas cercana a la realidad durante el examen.

Con ayuda de la matriz morfológica y los requerimientos recolectados con las entrevistas, se decidió implementar todas las alternativas de registro del examen simulado en la solución final. La captura y exportación de imágenes permite obtener representaciones visuales del examen en que permiten ver fácilmente las zonas que fueron exploradas. La grabación de video, por su parte, ofrece la posibilidad de revisar toda la sesión de entrenamiento de forma

completa, lo que ayuda tanto a estudiantes como a instructores a analizar la secuencia de movimientos, la fluidez con la que se realizó la técnica y el método de exploración empleado.

En términos de viabilidad económica, la alternativa seleccionada muestra una relación costo-beneficio favorable. El sensor PAN3101DB, al pertenecer a la tecnología utilizada en los dispositivos de control de cursor tipo mouse y sensores de flujo ópticos comerciales, resulta muy accesible y fácil de reemplazar en caso de desgaste o daño, algo valioso para prototipos académicos y simuladores de bajo costo destinados a la formación. Los sensores FSR también representan una opción económica y muy común en el mercado, por lo que su adquisición y reposición no genera barreras. El Arduino Nano, además de ofrecer ventajas técnicas y de tamaño, como se puede observar en el siguiente cuadro, donde se comparan los 3 microcontroladores que se tenían como opciones:

Placa	Precio aproximado	Dimensiones (mm)	Característica técnica destacada
Arduino Uno	~ 40.000 COP	68.6 × 53.4	Microcontrolador ATmega328P (8-bit), 14 pines digitales, 6 entradas analógicas y reloj de 16 MHz, ampliamente utilizado en aplicaciones educativas y de prototipado [92].
Arduino Nano	~ 25.000 COP	45 × 18	Basado también en el ATmega328P, incluye 8 entradas analógicas y ofrece el mismo rendimiento que el Arduino Uno en un formato mucho más compacto [93].
ESP32	~ 42.000 COP	54.4 × 27.9	Microcontrolador de 32 bits con conectividad Wi-Fi y Bluetooth integrada, conversores ADC/DAC y amplia capacidad de memoria Flash, diseñado para aplicaciones IoT y procesamiento avanzado [94].

Cuadro 5: Comparación técnica entre Arduino Uno, Nano y ESP32

Este microcontrolador tiene un precio reducido y una disponibilidad bastante grande debido a su amplio uso en proyectos educativos, lo que facilita su compra en tiendas locales. Por otra parte, utilizar Python como entorno de desarrollo evita completamente los costos asociados a licencias de software y permite aprovechar una gran variedad de herramientas gratuitas para procesamiento de datos, visualización y diseño de interfaces. En conjunto, esta configuración minimiza los gastos en hardware especializado y software propietario,

sin sacrificar el rendimiento del sistema, la calidad de la visualización interactiva ni la precisión con la que se evalúa el examen.

La viabilidad de implementación también tuvo un peso importante en la elección de esta alternativa. El sensor PAN3101DB utiliza una tecnología ampliamente conocida y probada en dispositivos como los mouse ópticos, lo que facilita tanto su integración electrónica como su montaje físico. Existe abundante documentación técnica sobre su funcionamiento, comunicación y conexión con microcontroladores, lo cual reduce los riesgos durante el desarrollo y agiliza el proceso de construcción del prototipo. Del mismo modo, la lectura del sensor FSR a través de las entradas analógicas del Arduino es un procedimiento sencillo y muy bien documentado, permitiendo obtener mediciones de presión estables y con la sensibilidad necesaria para un simulador de entrenamiento. La combinación de ambos sensores dentro del transductor permiten que hacer que el ensamblaje, el mantenimiento y las futuras mejoras del sistema sean procesos mucho más manejables.

## **2.4. Bocetos**

En esta sección se presentan los primeros elementos gráficos que permiten visualizar la propuesta del diseño antes de su desarrollo detallado. Estos diagramas y bocetos sirven como una aproximación inicial a la arquitectura del sistema, facilitando la comprensión de la distribución general de los componentes, la lógica de funcionamiento y la interacción prevista entre los módulos.

Se incluyen representaciones preliminares de los circuitos electrónicos, planos iniciales de las estructuras físicas a construir y un esquema conceptual de la interfaz del usuario. Cada ilustración se acompaña de anotaciones descriptivas que permiten identificar las funciones principales y la relación entre las distintas partes del sistema, constituyendo así una base visual para las etapas posteriores de diseño y prototipado.

### **2.4.1. Diagramas preliminares de los circuitos**

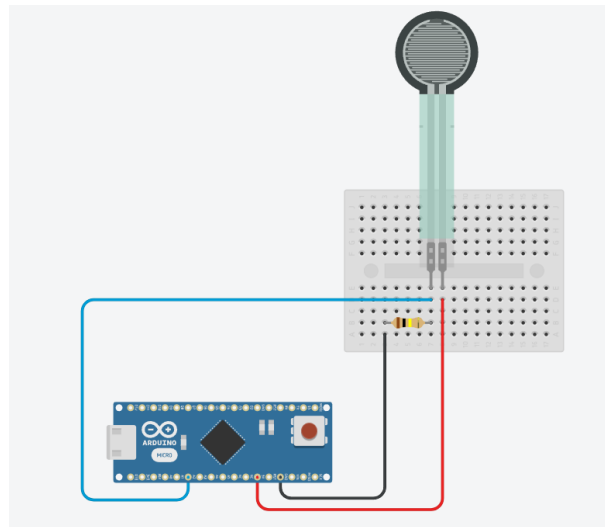


Figura 13: Circuito simulado usando el sensor FSR.

La Fig.13 muestra el montaje experimental diseñado para la lectura de presión aplicada al transductor simulado. En este prototipo se emplea un Arduino Nano, un sensor de fuerza FSR (Force Sensitive Resistor) y una resistencia fija, con valor de  $100k \Omega$  dispuestos sobre una protoboard. El objetivo de este arreglo es emular la presión ejercida por un usuario sobre un transductor de ultrasonido real, permitiendo que el sistema registre variaciones de fuerza y las traduzca en cambios dentro del entorno de simulación ecográfica. Para ello, el FSR se conecta en serie con una resistencia fija, conformando un divisor de tensión cuya salida varía en función de la presión ejercida. Esta señal analógica se conduce posteriormente hacia uno de los pines analógicos del Arduino Nano.

El Arduino suministra tanto la alimentación (5 V o 3.3 V) como la referencia de tierra (GND) al circuito, y se encarga de digitalizar el voltaje obtenido del divisor de tensión. De este modo, el microcontrolador registra en tiempo real las variaciones de presión y las pone a disposición del software del simulador, donde podrán emplearse para ajustar parámetros visuales o funcionales de la interfaz ecográfica.

Este primer prototipo constituye una validación inicial del mecanismo de detección de presión, permitiendo evaluar la sensibilidad del FSR, la estabilidad de la lectura y la integración con las demás capas del simulador. Su implementación confirma la viabilidad de utilizar sensores FSR como sustitutos de la interacción mecánica con un transductor convencional.

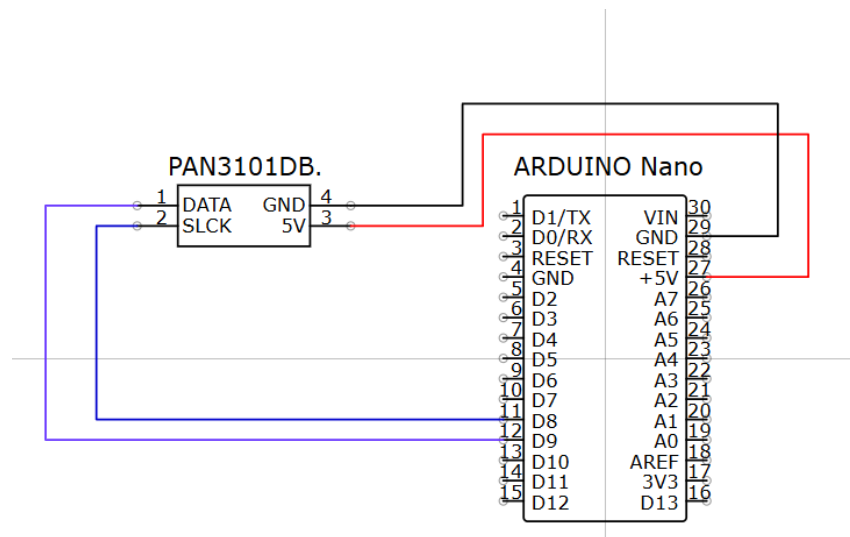
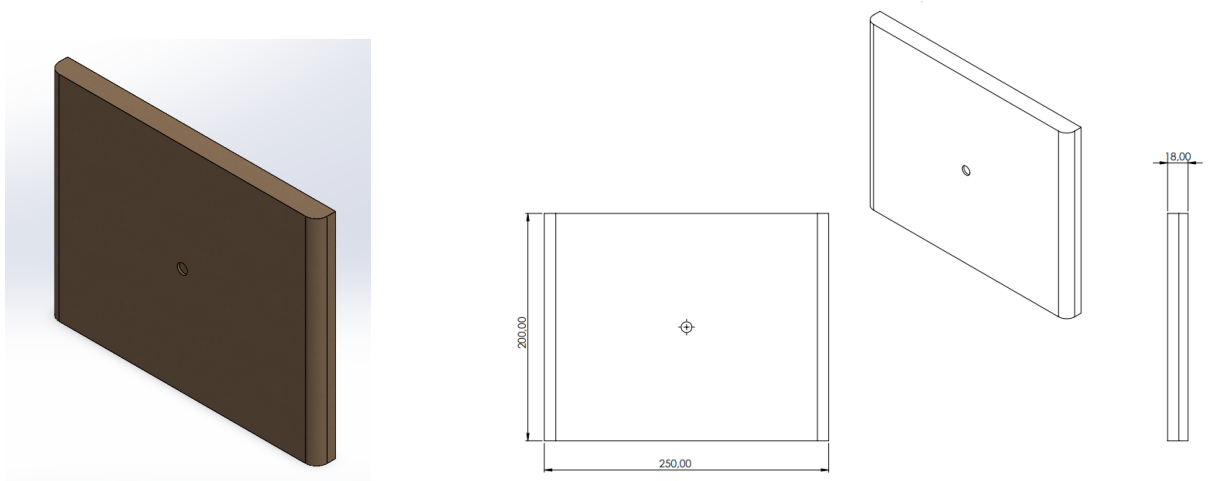


Figura 14: Circuito simulado usando el sensor PAN3101DB.

La Fig.14 muestra el esquema de conexión entre el sensor óptico PAN3101DB y el Arduino Nano, con el fin de implementar la lectura de flujo óptico que permitirá simular el desplazamiento del transductor dentro del simulador de ecografía, aprovechando su capacidad para detectar cambios de posición bidimensional mediante variaciones en la textura de la superficie. En el diagrama se evidencian las cuatro conexiones fundamentales para su funcionamiento: la línea VCC, conectada al pin de 5 V del Arduino para alimentar el sensor; el pin GND, que establece una referencia común de tierra; y las líneas DATA y SLCK, que constituyen el canal de comunicación serial entre ambos dispositivos. A través de estas dos últimas, el Arduino recibe incrementos de desplazamiento en los ejes X y Y, sincronizados mediante la señal de reloj enviada por SLCK. Esta información representa el movimiento relativo del transductor simulado, permitiendo traducir los desplazamientos físicos del usuario en actualizaciones dinámicas de la imagen ecográfica. En conjunto, esta configuración ofrece una solución económica y precisa para emular el barrido espacial de un transductor real, constituyéndose como un componente esencial en la interacción háptica y visual del simulador.

#### 2.4.2. Planos preliminares e imágenes de estructuras a realizar

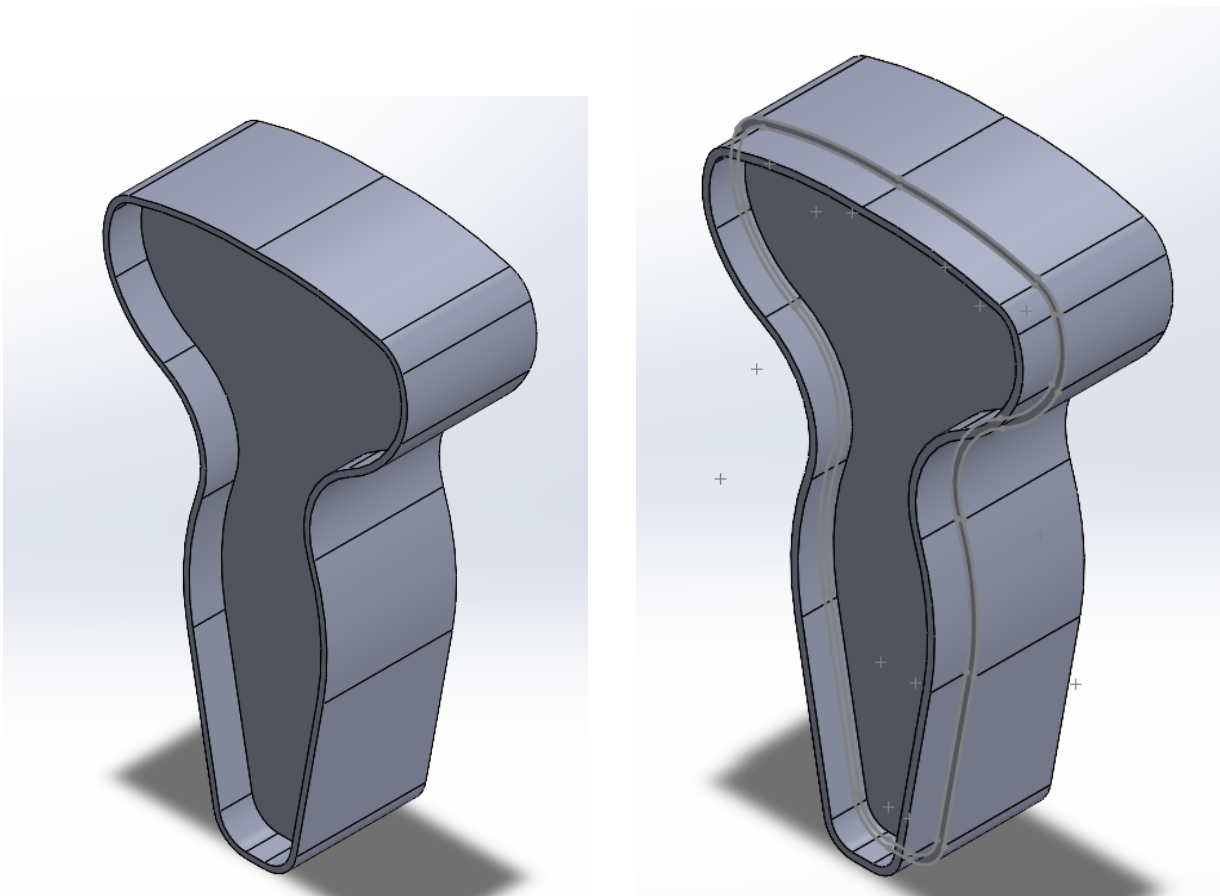


(a) Vista isométrica.

(b) Plano en mm.

Figura 15: Imágenes del primer boceto de la superficie que simulará el vientre.

La Fig. 15 muestra el primer diseño CAD de la superficie abdominal simulada, concebido como una placa de 20 cm  $\times$  25 cm que servirá de base para las pruebas iniciales del sistema. El modelo incorpora una curvatura suavizada de aproximadamente 10 mm en sus bordes laterales, con el fin de asemejar de manera preliminar la geometría propia del vientre humano y facilitar el desplazamiento del transductor durante la práctica simulada. Para efectos de visualización, se utilizó la herramienta Wrap de SolidWorks, lo que permitió aplicar una textura similar a piel sobre la superficie y anticipar su apariencia final.



(a) Cara No.1 del primer modelo CAD del transductor.

(b) Cara No.2 del primer modelo CAD del transductor.

Figura 16: Imágenes del primer boceto del transductor.

La Fig. 16, contiene las imágenes del primer modelo CAD del transductor, diseñado con el propósito de reproducir la curvatura característica de los transductores convexos convencionales utilizados en ecografía clínica. Esta geometría inicial permite evaluar no solo la ergonomía del dispositivo, sino también su interacción con la superficie simulada del abdomen. La impresión en PLA de este prototipo cumple un rol fundamental en la validación preliminar del diseño, ya que facilita analizar el acople entre las dos caras estructurales, así como la rigidez, el peso y la manipulación general del transductor. Además, este modelo constituye la base para el desarrollo de versiones futuras, en las cuales se diseñará el interior del dispositivo para integrar adecuadamente los componentes electrónicos, incluyendo sensores, cableado y soportes internos, garantizando un ensamble funcional y una geometría compatible con los requisitos del sistema de simulación.

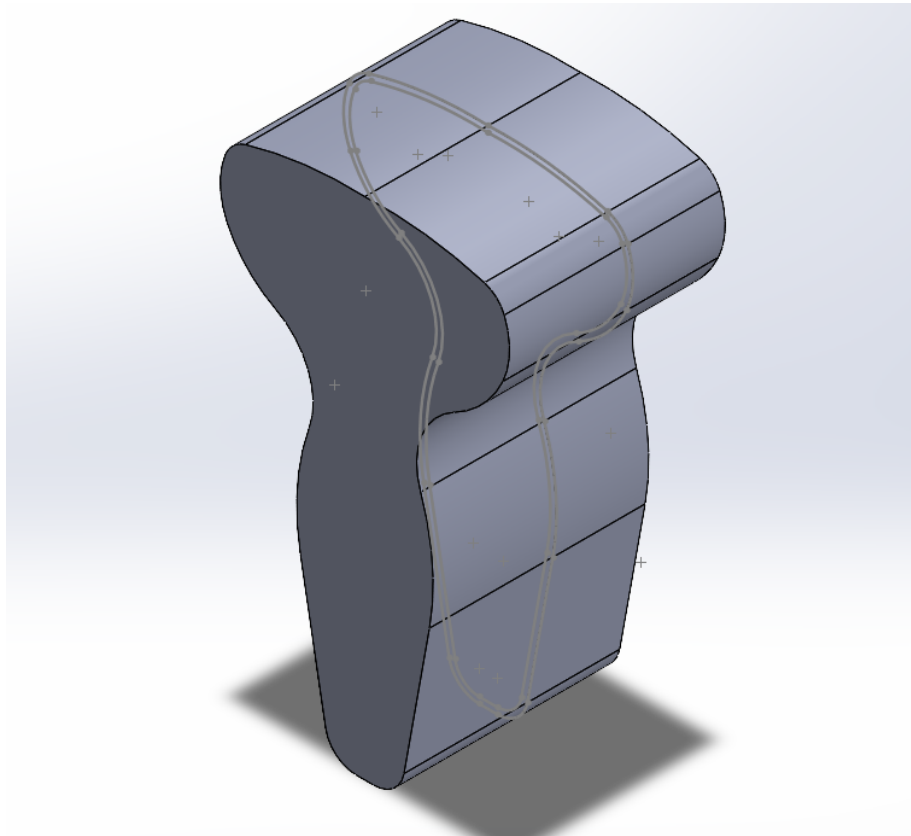


Figura 17: Vista isométrica del primer ensamblaje del transductor.

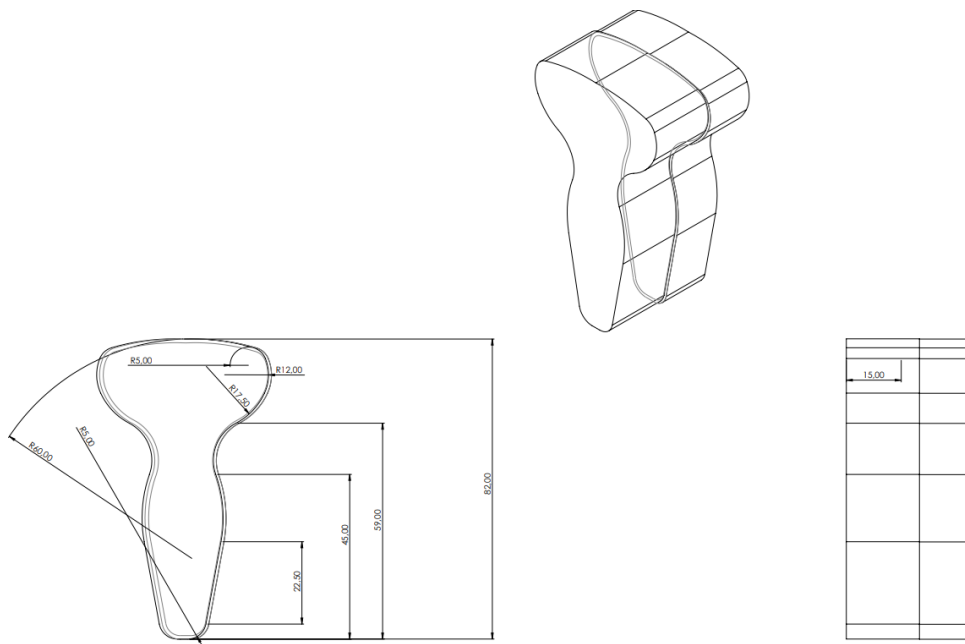


Figura 18: Plano preliminar del ensamblaje.

La Fig. 18 presenta el primer plano preliminar del ensamblaje del transductor, generado a partir del modelo sólido en SolidWorks. Aunque las dimensiones mostradas no corresponden aún a las medidas definitivas, este plano constituye una referencia esencial para la evolución del diseño, ya que permite visualizar con mayor claridad la geometría general, los radios de curvatura y las proporciones necesarias para el acople futuro de los componentes internos. Además, este boceto técnico cumple una función preparatoria para la entrega del plano final, asegurando que los ajustes posteriores —tanto estructurales como ergonómicos— puedan realizarse de manera informada y coherente con los requerimientos del sistema de simulación ecográfica.

### 2.4.3. Esquema inicial de la interfaz



Figura 19: Boceto preliminar de la idea de la pantalla de inicio de la interfaz gráfica.

El elemento de mayor prominencia es el título de la aplicación, ubicado en la zona superior central del área de contenido. Debajo de este título, se aprecian dos botones. Estos botones se presentan como bloques rectangulares apilados verticalmente en el centro de la pantalla, siendo la opción principal, Comenzar Simulación y la secundaria, Ver Información del Proyecto.



Figura 20: Boceto preliminar de la idea de la pantalla del simulador de la interfaz gráfica.

En este boceto se puede observar el menú en la parte izquierda así como también la parte del simulador, aquí, en la parte central se ubica el visualizador de la imagen ecográfica ocupando gran parte de la pantalla, en la parte de arriba se ven los diferentes parámetros que se podrán configurar en forma de sliders y por último, se encuentra el área de captura, donde se ven dos botones que permiten capturar imagen o grabar video.



Figura 21: Boceto preliminar de la idea de la pantalla de información de la interfaz gráfica.

El área principal de la pantalla se observa organizada en una serie de Bloques de Texto apilados verticalmente, cada uno encabezado por un subtítulo que lo identifica. En la sección inferior del contenido documental, se incluye un botón que funciona como un enlace directo y visible para retornar a la pantalla de Simulador.

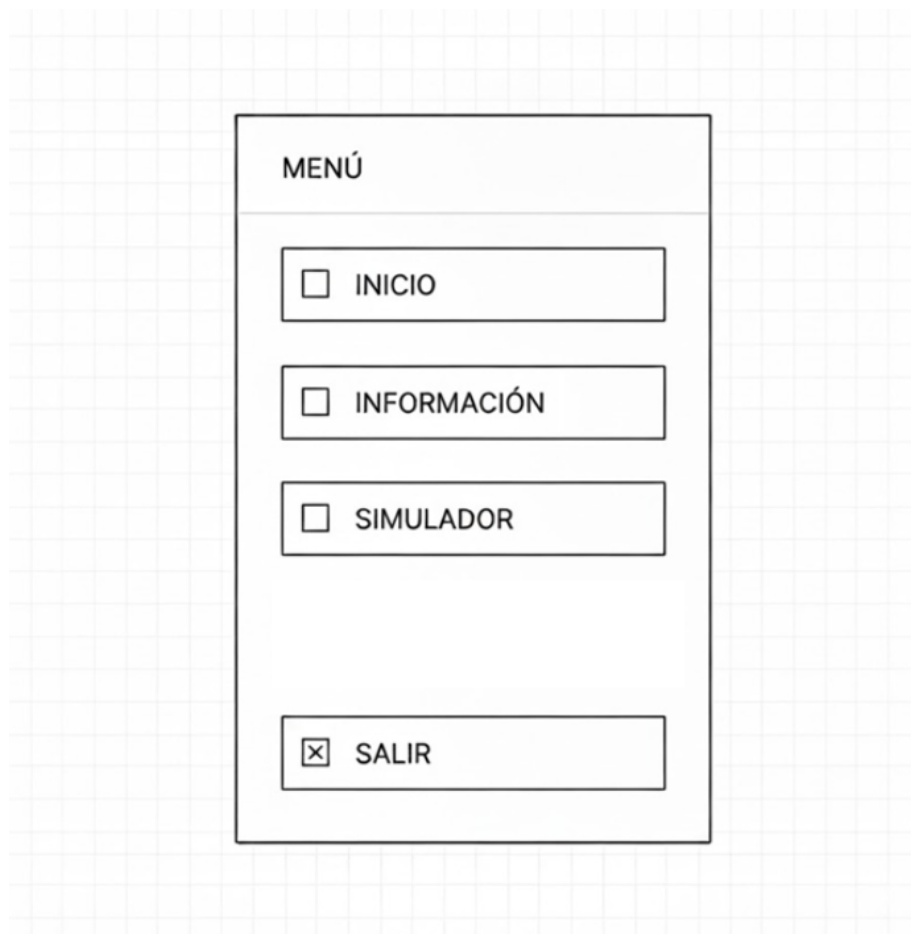


Figura 22: Boceto preliminar de la idea del menú de la interfaz gráfica.

El boceto del Menú se encuentra en una Navegación Lateral (Sidebar) que se observa constante en todas las vistas presentadas. Este componente ocupa una franja vertical en el extremo izquierdo de la pantalla. El menú está encabezado por la etiqueta MENÚ y se compone de tres bloques rectangulares que representan los botones de navegación: Inicio, Información y Simulador. Un cuarto botón, diferenciado y posicionado en la base del panel lateral, corresponde a la acción de "Salir" de la aplicación.

## 2.5. Construcción de un prototipo inicial

En esta sección se presentan los primeros prototipos desarrollados para validar los componentes fundamentales del sistema. Estos prototipos iniciales permiten evaluar la viabilidad técnica, la interacción entre módulos y la coherencia general del diseño antes de avanzar

hacia versiones más robustas y definitivas.

Se incluyen los primeros montajes del circuito electrónico, el prototipo físico preliminar del transductor y la versión inicial de la interfaz gráfica. Cada uno de estos elementos cumple un papel clave en la comprensión temprana del comportamiento del sistema, facilitando la identificación de mejoras, el ajuste de dimensiones y la integración futura entre hardware y software.

Estos avances permiten establecer una base sólida para las siguientes etapas de diseño, pruebas y optimización del simulador.

### **2.5.1. Primer prototipo del circuito:**

La Fig. 23 presenta el primer prototipo de circuito en el que se integran simultáneamente los dos sensores empleados en el proyecto: el sensor de presión FSR y el sensor de flujo óptico PAN3101DB, siguiendo los esquemas de conexión previamente descritos en la sección anterior. El montaje se realizó sobre una protoboard, permitiendo probar de manera práctica la comunicación, funcionamiento y compatibilidad eléctrica entre ambos dispositivos y el microcontrolador Arduino Nano, además de la comunicación por puerto serial con el software y el envío y lectura de datos en la interfaz.

En la Fig. 23 se observa la disposición del FSR en uno de los extremos de la protoboard, encargado de registrar la fuerza aplicada sobre el transductor simulado, mientras que la tarjeta del sensor óptico PAN3101DB se conecta mediante cableado directo al Arduino para medir desplazamientos bidimensionales. Si bien el cableado es funcional para un entorno de pruebas, el prototipo presenta una estética y organización limitadas, propias de una etapa inicial de desarrollo.

Este montaje fue esencial durante el semestre, ya que permitió verificar el comportamiento real de los sensores, ajustar lecturas, probar algoritmos de adquisición y sincronización, y validar la viabilidad técnica del sistema completo de interacción del simulador.

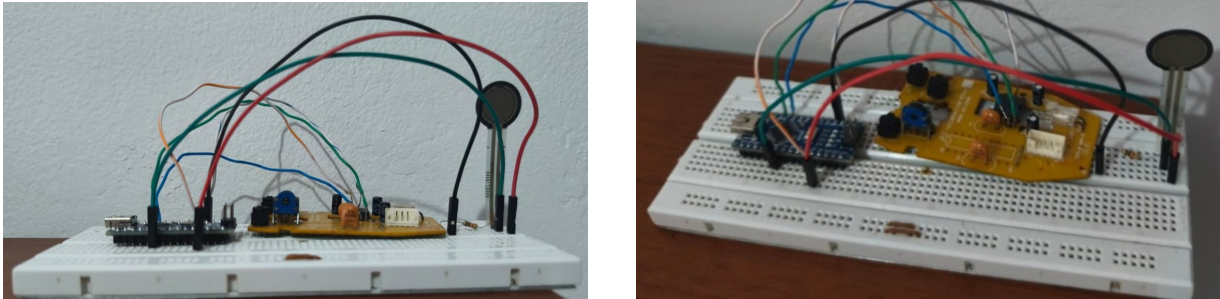


Figura 23: Imágenes del primer prototipo de circuito, integrando sensor FSR y PAN3101DB.

### 2.5.2. Primer prototipo del transductor:

Bajo los planos presentados en la sección anterior, y haciendo uso de los equipos del *Cali Design Factory*, laboratorio para la innovación ubicado en la Pontificia Universidad Javeriana Cali, se desarrolló el primer prototipo físico del transductor mediante impresión 3D. Para este proceso se empleó PLA como material principal, debido a su facilidad de manufactura, buena estabilidad dimensional y compatibilidad con prototipado rápido. El modelo fue impreso con una resolución adecuada para capturar las características geométricas esenciales y verificar la ergonomía del diseño. Así, el resultado obtenido fue el siguiente:



(a) Vista interior de las dos piezas diseñadas.

(b) Vista exterior de las dos piezas diseñadas.

Figura 24: Imágenes del primer prototipo del transductor, impreso en 3D.

Este primer prototipo no solo permite validar dimensiones y proporciones, sino que también presenta una curvatura frontal que se asemeja a la forma característica de los transductores convexos reales, lo que contribuye a una sensación más fiel durante su manipulación. Dicha curvatura servirá como referencia para ajustar la geometría del diseño final y garantizar una mayor coherencia con el uso práctico del dispositivo.

Además, este prototipo facilita la evaluación de la interacción del usuario con el dispositivo e identifica ajustes necesarios antes de diseñar el modelo definitivo. Su fabricación temprana también habilita el análisis de posibles rutas de integración con los componentes electrónicos del sistema —como sensores, cableado y soporte estructural—, permitiendo iteraciones posteriores del diseño mecánico y electrónico.

### 2.5.3. Interfaz gráfica:

Como parte esencial del prototipo funcional, se desarrolló una interfaz gráfica que permite la interacción directa del usuario con el simulador y facilita el control de los distintos módulos del sistema. Esta interfaz constituye el punto de acceso principal para visualizar la información del proyecto, consultar instrucciones de uso y manipular las imágenes ecográficas simuladas. Para ello, se implementaron diferentes componentes interactivos como botones, barras deslizantes (sliders) y paneles organizados que permiten ajustar parámetros visuales, así como capturar y exportar imágenes o videos generados durante la simulación. La estructura de la interfaz se diseñó buscando claridad, simplicidad y facilidad de navegación, razón por la cual se divide en tres secciones principales: la pantalla de inicio, la sección de información y guías del sistema, y finalmente el módulo de simulación donde el usuario interactúa directamente con la imagen ecográfica. En las siguientes figuras se presentan estas secciones, junto con una descripción detallada de su función dentro del sistema.

El simulador fue desarrollado en Python 3.10 [95], versión elegida por su amplia compatibilidad con las librerías de procesamiento de imagen y hardware serial requeridas por el proyecto. A continuación se describen las librerías externas empleadas, junto con su versión mínima requerida y su función específica dentro del sistema.

- **Kivy  $\geq$  2.2.0** : framework de código abierto para el desarrollo de aplicaciones con interfaces gráficas en Python, compatible con múltiples sistemas operativos y dispositivos táctiles [96]. En el proyecto, fue utilizado para construir todas las pantallas,

botones, sliders y paneles con los que el operador interactúa, además de mantener la imagen ecográfica actualizada de forma continua durante la simulación.

- **NumPy  $\geq$  1.24.0** : librería fundamental para la computación científica en Python, especializada en el manejo eficiente de arreglos y matrices multidimensionales junto con una amplia colección de funciones matemáticas [97]. En el proyecto, se emplea para manipular las imágenes como matrices de números, lo que permite aplicar sobre ellas operaciones como ajuste de brillo, contraste y generación de los distintos tipos de ruidos, así como seleccionar y combinar secciones de la imagen según la posición del transductor.
- **Pillow  $\geq$  10.0.0** : librería de procesamiento de imágenes para Python que ofrece herramientas para abrir, modificar y guardar archivos en una amplia variedad de formatos gráficos [98]. En el proyecto, se encarga de abrir y preparar las imágenes ecográficas almacenadas en el equipo, convertirlas a escala de grises, ajustar su tamaño según el nivel de zoom seleccionado y guardar las capturas de pantalla generadas durante la sesión.
- **PySerial  $\geq$  3.5** : librería que proporciona soporte para la comunicación a través de puertos seriales en Python, permitiendo el intercambio de datos entre el computador y dispositivos externos de hardware [99]. En el proyecto, establece la comunicación entre el computador y el Arduino Nano, a través de la cual el software recibe en tiempo real los datos de movimiento del transductor y la presión ejercida sobre el sensor, permitiendo que la imagen reaccione de acuerdo con las acciones del operador.
- **SciPy** : librería de Python orientada a la computación científica y técnica, que extiende las capacidades de NumPy con algoritmos avanzados para optimización, procesamiento de señales y análisis numérico, entre otros [100]. En el proyecto, mejora la calidad del efecto visual generado cuando el transductor se desplaza rápidamente, produciendo un desenfoque más realista en la dirección del movimiento.
- **OpenCV (opencv-python)  $\geq$  4.8.0** : librería de visión por computador de código abierto ampliamente utilizada para el procesamiento y análisis de imágenes y video en tiempo real [101]. En el proyecto, añade la capacidad de grabar en video el desarrollo de la sesión de simulación y permite visualizar sobre la imagen de previsualización la zona que se encuentra siendo explorada con el transductor.

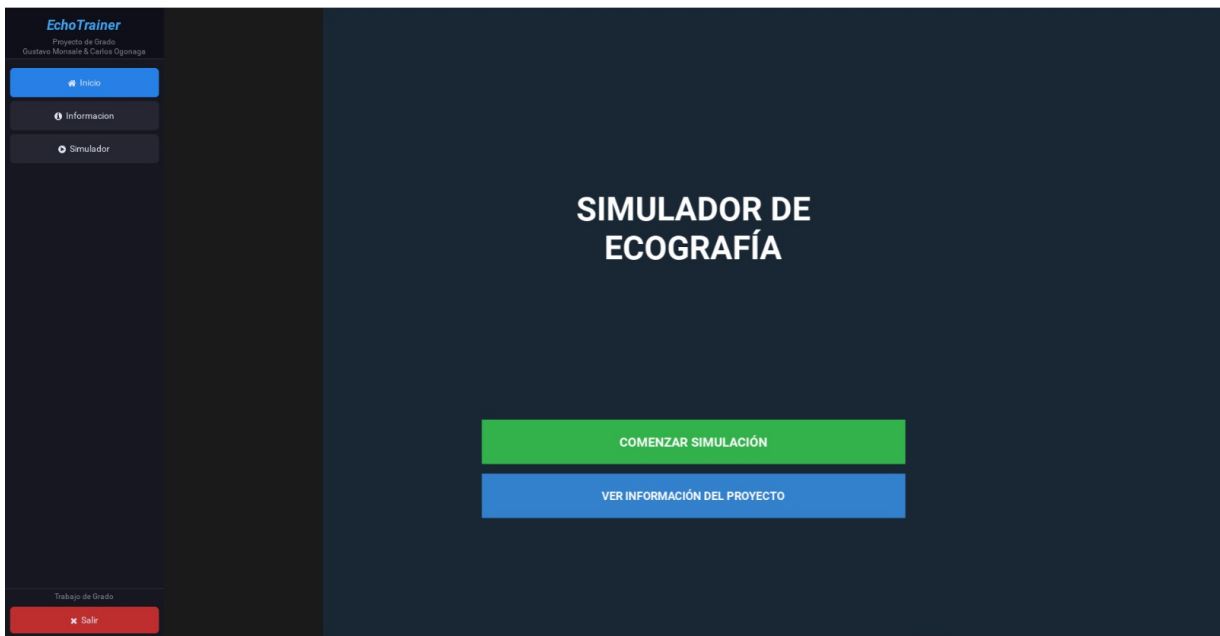


Figura 25: Imagen del inicio de la interfaz gráfica.

En la Fig.25 se muestra la pantalla de inicio del simulador. Esta es la primera interfaz que aparece al ejecutar el sistema y tiene dos botones principales ubicados en el centro: el primero permite comenzar la simulación y dirige directamente a la pantalla mostrada posteriormente en la Fig. 27; el segundo lleva al usuario a la sección de información del simulador, explicada en la Figura 26.

A la vez, se observa una barra lateral, donde se encuentra el menú, el cual tiene 4 botones distintos, 3 de ellos tienen la función de llevar a las distintas pantallas que ofrece la interfaz, siendo la pantalla de inicio, expuesta en la Fig. 25 información, en la Fig. 26 y la del simulador, que es visible en la Fig. 27. Por último, se encuentra un botón de salida, la cual indica el cierre del sistema y del simulador.



Figura 26: Imagen de la pantalla de información del proyecto y la interfaz

La pantalla de información presenta una descripción general del proyecto y resume las funciones disponibles dentro del sistema. En ella se organizan diversos cuadros de texto, cada uno dedicado a un aspecto específico de la herramienta. El primer cuadro introduce brevemente el propósito del proyecto, mientras que el segundo describe los principales elementos de hardware utilizados, incluyendo los sensores incorporados y sus funciones dentro del simulador.

En otro apartado se explican los dos modos de operación disponibles. El modo principiante, corresponde a un modo básico, en el cual la imagen responde únicamente al movimiento del transductor, mostrando la imagen ecográfica sin ruido y sin influencia de la presión del usuario, ideal para entrenamiento inicial. En contraste, el modo avanzado, considera además del movimiento, la presión aplicada por el usuario, generando variaciones dependientes de la fuerza detectada por el FSR, ofreciendo una experiencia más realista.

También se incluye un cuadro que detalla todas las herramientas disponibles en la pantalla de simulación. Allí se mencionan los parámetros ajustables de la imagen y las funciones adicionales, como captura de pantalla o grabación de video. Finalmente, se presenta un apartado con posibles mejoras y actualizaciones futuras contempladas para el sistema.

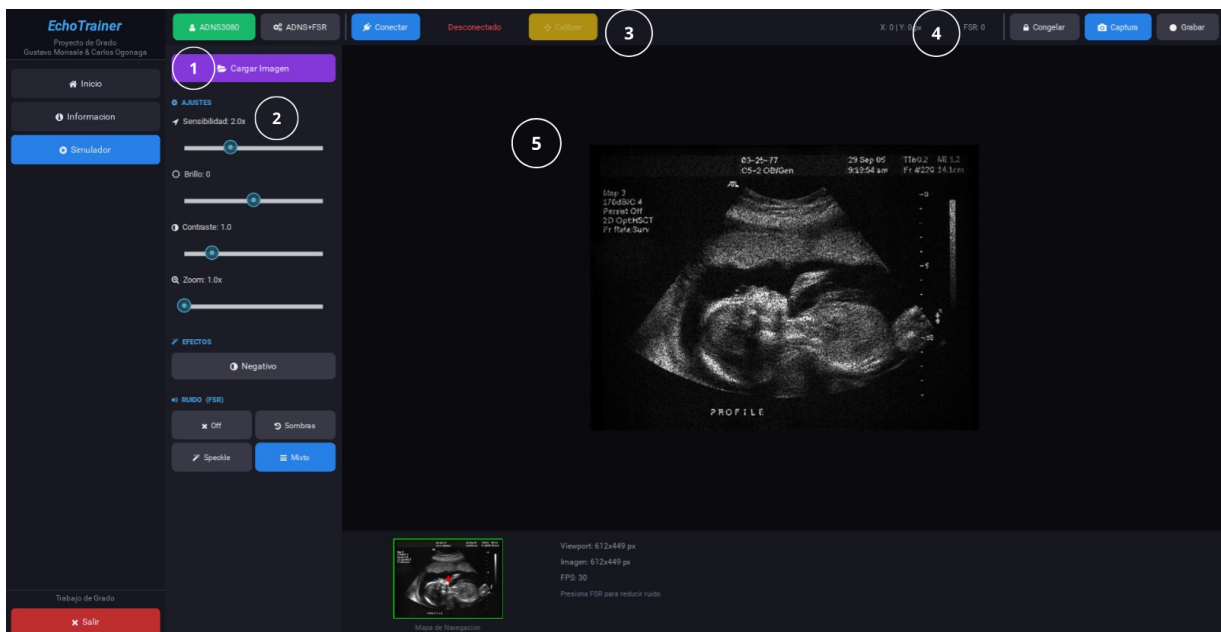


Figura 27: Imagen de la interfaz simulada del ecógrafo

En la pantalla principal del simulador encontramos 5 zonas importantes numeradas en la Fig.27 , estas zonas serán las principales áreas de control y visualización del proyecto y estarán distribuidas de la siguiente manera:

- Zona 1:** En esta zona se observa el botón de cargar imagen, el cual funciona como un seleccionador del estudio el cual se va a simular, y en etapas tempranas del proyecto para seleccionar la imagen que se quería observar en la interfaz. Así como también los botones de selección de modo de la simulación, ya sea modo principiante teniendo en cuenta solo el movimiento del transductor y sin ruido, o avanzado, siendo la presión y el ruido un factor a tener en cuenta también para la simulación.

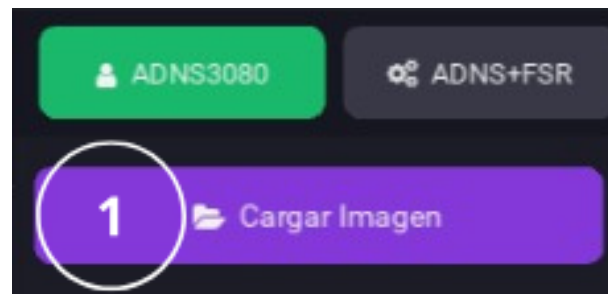


Figura 28: Zona 1 de la interfaz.

- **Zona 2:** Este espacio se conforma por la zona de ajustes del simulador, incluye varios sliders que permiten modificar las características principales de la imagen:
  - **Sensibilidad:** La sensibilidad se relaciona con la respuesta del sistema frente a variaciones pequeñas en la fuerza aplicada sobre el transductor. En ecografía clínica, la presión influye directamente en la calidad de la transmisión acústica y en la deformación de los tejidos, modulando la apariencia de la imagen [102]. En el simulador, este parámetro determina cuánto cambia la imagen ante ligeras variaciones de fuerza, permitiendo imitar el comportamiento real durante la exploración y facilitando la percepción de retroalimentación táctil.
  - **Brillo:** El brillo controla la luminosidad global de la imagen ecográfica, modificando la intensidad de la escala de grises. Este parámetro es equivalente al ajuste de “ganancia general” en ecógrafos convencionales, utilizado para compensar imágenes subexpuestas o sobreexpuestas [103]. Ajustarlo permite visualizar estructuras simuladas con mayor claridad, especialmente en áreas donde la ecogenicidad es naturalmente baja o alta.
  - **Contraste:** El contraste regula la diferencia visual entre las zonas de mayor y menor ecogenicidad dentro de la imagen. En ecografía diagnóstica, este ajuste es esencial para resaltar bordes y distinguir tejidos con características acústicas diferentes [104]. Su implementación en el simulador ayuda al estudiante a reconocer gradientes de intensidad que representan límites anatómicos o variaciones en densidad tisular.
  - **Zoom:** El zoom permite ampliar o reducir la región observada de la imagen ecográfica. En equipos reales, esta función mejora la inspección detallada de estructuras pequeñas sin modificar la ganancia o la resolución espacial del sistema [105]. En el simulador, el zoom facilita un análisis más cercano y ayuda al usuario a desarrollar habilidades de enfoque y exploración dirigida, fundamentales en la práctica clínica.
  - **Negativo:** Esta opción invierte la escala de grises de la imagen que se este visualizando, permitiendo ver detalles o figuras que no son visibles en la imagen normal.
  - **Ruido:** Esta opción permite seleccionar entre diferentes tipos de ruido, sombra, speckle o una combinación de ambos, para evaluar el comportamiento del

sistema bajo distintos niveles de interferencia.



Figura 29: Zona 2 de la interfaz.

- **Zona 3:** Aquí se encuentran los botones de conexión del transductor, desde esta zona se podrá conectar el transductor con el simulador, y se podrá calibrar en la posición 0 para iniciar la simulación.

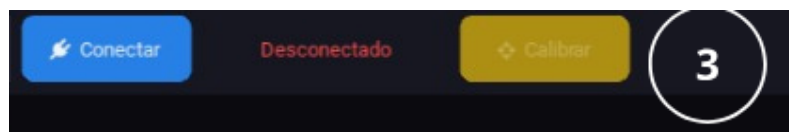


Figura 30: Zona 3 de la interfaz

- **Zona 4:** En la zona 4 están los controles de captura del simulador, desde aquí se puede congelar la imagen en la posición y con los ajustes exactos de ese momento

y realizar, ya sea una captura de pantalla o empezar la grabación de un video de la simulación, así como también poder finalizarlo desde el mismo botón.

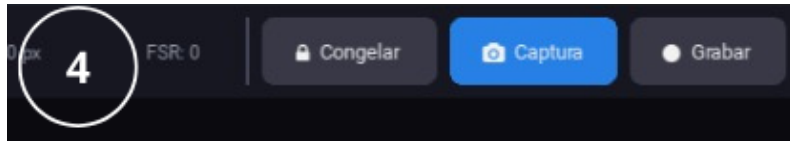


Figura 31: Zona 4 de la interfaz.

- **Zona 5:** Esta zona es la zona mas grande y la principal de esta pantalla, ya que es donde se va a visualizar el examen simulado, mostrándose afectado por todas las configuraciones y ajustes realizados en las zonas anteriores.

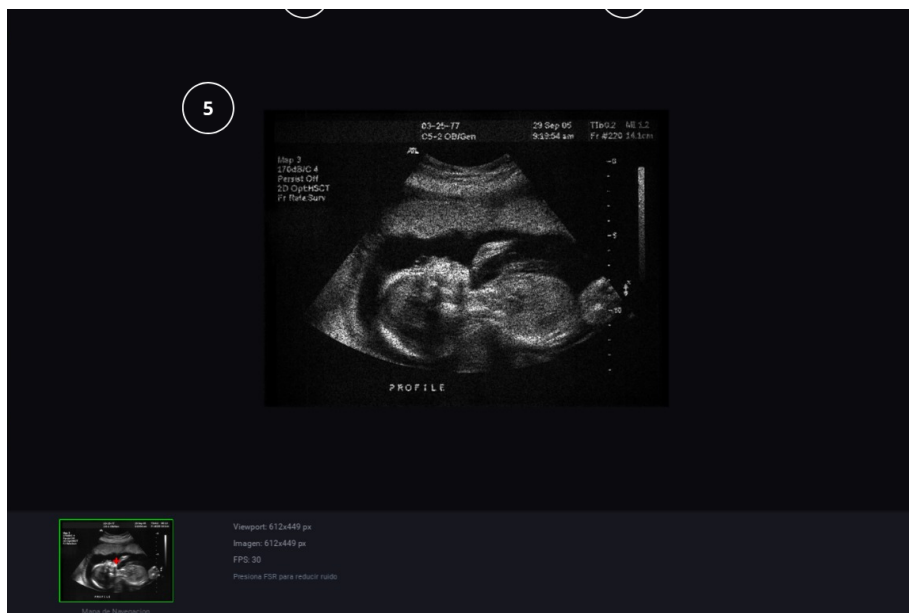


Figura 32: Zona 5 de la interfaz.

## Parte 3 - Proyecto de diseño 2

---

## 3. Fase de Evaluación

### 3.1. Prototipo final testeado

A partir de los resultados obtenidos durante las fases de diseño y prototipado inicial, se desarrolló la versión final del sistema *EchoTrainer*, integrando las mejoras identificadas en cada uno de sus componentes. Esta versión incorpora ajustes en el circuito electrónico, la superficie de simulación, el transductor y la interfaz gráfica, con el objetivo de obtener un sistema más robusto, funcional y cercano a las condiciones de uso real. A continuación, se describe el estado final de cada uno de estos elementos.

#### 3.1.1. Prototipo final del circuito

Tomando como base el prototipo inicial del circuito presentado en la sección 2.5.1, se desarrolló e implementó un circuito integrado dentro del transductor simulado. Este se compone de la placa del sensor PAN3101DB, cuyo tamaño fue reducido para optimizar el espacio interior del transductor; el Arduino Nano, que no presenta cambios significativos respecto a la versión anterior; y el sensor FSR, reemplazado por uno nuevo debido a que el utilizado en el primer prototipo resultó dañado. El cambio más significativo en la versión final es que todos los componentes del circuito están conectados mediante soldadura. Esto garantiza un circuito más resistente y duradero, además de aislarlo del posible ruido generado por las conexiones con jumpers en una protoboard.



Figura 33: Imagen del circuito final del prototipo.

### 3.1.2. Superficie de simulación final

En la etapa final, se elaboró un vientre sintético, lo que implicó cambios significativos respecto a los planos iniciales: la pieza adoptó una forma más realista y está compuesta íntegramente de material sintético. Este proceso se dividió en dos etapas principales: la construcción del molde y el vaciado del material de simulación. El molde se elaboró con vendas de yeso de 4 pulgadas  $\times$  5 pulgadas mezcladas con agua. Las tiras se cortaron y se aplicaron en capas sucesivas sobre la superficie del simulador phantom *Atlas* del hospital simulado de la Pontificia Universidad Javeriana, tomándolo como referencia para moldear progresivamente la forma del vientre requerida por el proyecto. Una vez alcanzada la forma deseada, el molde se dejó reposar entre 30 minutos y 40 minutos hasta su completo endurecimiento. En la Fig.34 se aprecia el aspecto físico y la forma del molde creado, el cual fue utilizado posteriormente para dar forma al vientre.

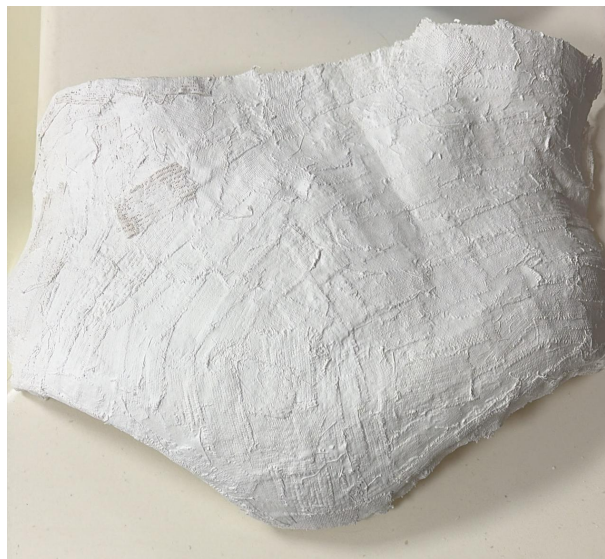


Figura 34: Molde de yeso del vientre simulado

Con el molde listo, se procedió a preparar la superficie simulada empleando el elastómero de poliuretano VytaFlex 30, compuesto por dos partes que se combinan en proporción 1:1 en volumen; en este caso se utilizaron 300 ml de cada componente. Los 300 ml de cada componente se mezclaron cuidadosamente con movimientos en forma de ocho para obtener una mezcla homogénea y minimizar la formación de burbujas de aire. La mezcla resultante se vertió sobre el molde de yeso, como se observa en la Fig.35a, y se dejó curar durante 36 horas a temperatura ambiente. Transcurrido ese tiempo, el vientre sintético ya solidificado se desmoldó, obteniendo así el vientre simulado que se aprecia en la Fig.35b.



(a) Compuesto vertido en el molde



(b) Resultado final del vientre simulado

Figura 35: Proceso de fabricación del vientre simulado.

### 3.1.3. Prototipo final del transductor

Con respecto al primer prototipo presentado en la sección 2.5.2, el transductor experimentó diversas modificaciones en su diseño. Estas implicaron principalmente ajustes en la forma exterior, buscando una mayor similitud con un transductor ecográfico real, lo que contribuye tanto a la fidelidad del simulador como a la experiencia del usuario durante su uso. De igual manera, se realizaron ajustes en el acoplamiento mecánico entre la carcasa y los sensores internos, con el fin de garantizar una correcta transmisión de las fuerzas de contacto hacia el sensor FSR y un posicionamiento estable del sensor óptico PAN3101DB. Además de esto, se implementó una marca de referencia en uno de los laterales del transductor la cual, al alinearse con la marca en la interfaz gráfica, indica la correcta orientación del mismo. Estos cambios, aunque en apariencia estéticos, tienen un impacto directo en el rendimiento del sistema, ya que una correcta integración mecánica reduce la variabilidad en las mediciones y mejora la repetibilidad de las pruebas. El resultado es un transductor más robusto, ergonómico y funcionalmente alineado con los requerimientos del proyecto. En cuanto a su geometría, visto desde la cara frontal presenta una altura de 12 cm y un ancho máximo de 8 cm en su parte superior, reduciéndose a 2,3 cm en la zona del mango; la transición entre ambas secciones se resuelve mediante un radio de curvatura que, además de suavizar la unión, aporta un toque estético al conjunto. Desde la vista lateral, el ancho máximo es de 4,4 cm y se reduce a 2,4 cm en su parte más estrecha; de igual manera,

se incorpora un radio en esta dirección con el fin de simular la ergonomía característica de los transductores comerciales y reforzar el aspecto visual del dispositivo. Los archivos de la pieza y del ensamblaje en formato CAD se encuentran disponibles en el repositorio del proyecto, referenciado en el Anexo A. A continuación, se presenta la fotografía del prototipo final.



(a) Vista frontal del prototipo final del transductor.



(b) Vista lateral del prototipo final del transductor.

Figura 36: Prototipo final del transductor desarrollado para el sistema EchoTrainer.

#### 3.1.4. Prototipo final de la interfaz gráfica

Con respecto a la versión presentada en la sección 2.5.3, los cambios en la interfaz gráfica se concentraron principalmente en la pantalla de simulación. Entre las modificaciones realizadas se encuentran la actualización de los títulos de algunos botones: los botones correspondientes a los modos de operación recibieron nuevas denominaciones, el botón de carga de imágenes pasó a llamarse Cargar estudio y el botón de ruido sombras fue renombrado como Ruido acústico, buscando una terminología más alineada con el lenguaje clínico utilizado en ecografía. Adicionalmente, se eliminó el slider de sensibilidad, se realizó el ajuste del tamaño que ocupa la imagen ecográfica dentro de la pantalla, la incorporación de la simulación del haz de luz del transductor convexo y la adición de un indicador de orientación que permite al usuario identificar los ejes izquierda, derecha, arriba y abajo durante la simulación. Estas mejoras buscan ofrecer una experiencia más intuitiva y fiel a los equipos ecográficos reales. A continuación, en la Fig.37, se presenta la pantalla resultante de la versión final, la cual permite apreciar directamente los cambios implementados

respecto al prototipo inicial expuesto en la Fig. 27. El detalle completo de la interfaz, su funcionamiento y el uso de cada uno de sus elementos se encuentra en el Anexo B (Ver página 111), correspondiente al manual de usuario del sistema.

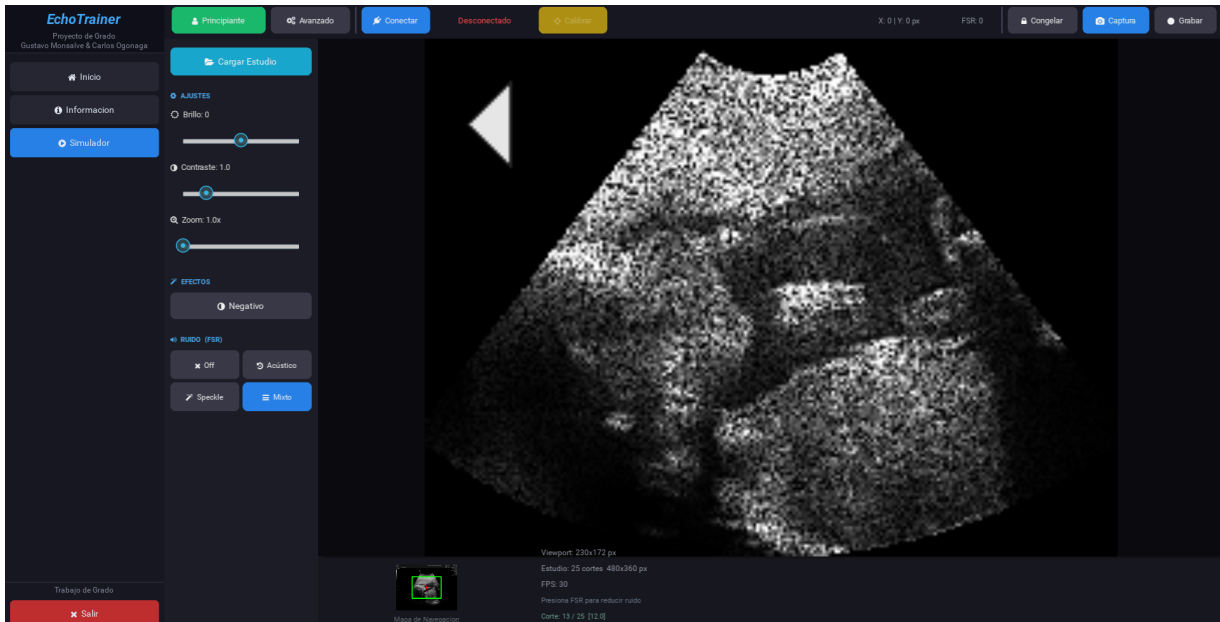


Figura 37: Pantalla principal de simulación de la interfaz.

### 3.1.5. Escenario de pruebas

Las pruebas del sistema se llevaron a cabo en el Consultorio 1 del hospital simulado de la Pontificia Universidad Javeriana, Cali, un espacio diseñado para replicar las condiciones reales de un entorno clínico. Este consultorio cuenta con una camilla de examinación, iluminación adecuada y los elementos necesarios para simular una atención médica estándar, lo que permitió evaluar el desempeño del sistema en un contexto lo más cercano posible a su aplicación real. En las pruebas participaron tres profesionales de la salud, quienes interactuaron con el simulador siguiendo los procedimientos propios de una ecografía obstétrica, aportando criterios técnicos y clínicos para la validación del sistema.



(a) Escenario de pruebas de validación.



(b) Profesional utilizando el equipo.

Figura 38: Imágenes del prototipo final siendo testeado.

### 3.2. Plan de Pruebas y Validación

Con el propósito de verificar el correcto funcionamiento del simulador desarrollado, se establece un plan de pruebas que permite evaluar tanto el desempeño técnico del sistema de medición como la experiencia de interacción del usuario con la interfaz. Este proceso de validación busca constatar que la solución implementada cumple con los criterios de funcionalidad definidos durante la etapa de diseño, especialmente en la consistencia de las mediciones obtenidas por los sensores del prototipo y a la utilidad del simulador como herramienta de apoyo pedagógico en el aprendizaje de la exploración ecográfica.

El proceso de validación se estructura en dos componentes principales. El primero corresponde a la evaluación del sistema de medición mediante el análisis de su variabilidad, con el fin de determinar la precisión y exactitud de los datos registrados por los sensores durante la interacción con el simulador con los datos verdaderos. El segundo componente se orienta hacia la evaluación funcional y de usabilidad del prototipo final, considerando la capacidad del usuario para interactuar con él y su percepción sobre aspectos claves del sistema. Esta evaluación se llevó a cabo mediante una encuesta de satisfacción y usabilidad aplicada a usuarios con conocimiento en ecografía, cuyos resultados permiten identificar fortalezas del prototipo y oportunidades de mejora.

### 3.2.1. Validación del sistema de medición mediante Gage R&R

Para evaluar el sistema de medición se emplea la metodología *Gage Repeatability and Reproducibility* (Gage R&R), ampliamente utilizada en procesos y productos para cuantificar la variabilidad total atribuible al instrumento o sistema de medición [106, 80]. El objetivo del Gage R&R es determinar si el sistema es suficientemente preciso para el uso previsto [80].

En el contexto de este proyecto, la variable sujeta a medición corresponde a la posición registrada a lo largo del desplazamiento del transductor sobre la superficie de simulación, expresada en coordenadas de píxeles. Es importante precisar que el propósito de esta prueba no consistió en evaluar la similitud del simulador con un equipo de ecografía real, ni en valorar la experiencia o destreza clínica de quienes participaron en ella. El análisis se orientó exclusivamente a verificar la fiabilidad del sistema de medición para capturar y registrar de manera consistente la posición del transductor. En consecuencia, para el rol de operadores del Gage R&R se contó con la participación de tres operadores, quienes, al no ser expertos en ecografía, representan usuarios con condiciones equivalentes y controladas para la ejecución repetida de un recorrido definido. La validación con personal especializado en ecografía se aborda en la subsección siguiente, correspondiente a la evaluación de usabilidad del prototipo.

Para llevar a cabo el análisis, se solicitó a los tres operadores que realizaran tres repeticiones de un mismo recorrido que abarcaba nueve puntos demarcados sobre la superficie de simulación, bajo condiciones controladas y equivalentes entre sí, ya que, cada operador recibió una explicación estandarizada sobre el funcionamiento del simulador y el procedimiento a seguir. Todos iniciaron el recorrido desde el mismo punto de referencia y siguieron la misma trayectoria sobre los nueve puntos demarcados. Adicionalmente, las sesiones se llevaron a cabo el mismo día y en el mismo escenario de pruebas, empleando en todos los casos el mismo computador de visualización, el mismo transductor, la misma superficie de simulación y el mismo estudio ecográfico precargado, garantizando así que las diferencias observadas en las mediciones fueran atribuibles únicamente a la variabilidad del sistema de medición y no a factores externos. A partir de los datos recopilados, se evaluaron los siguientes indicadores del sistema de medición:

- **Repetibilidad:** Corresponde a la variación observada en las mediciones cuando un mismo operador realiza múltiples veces la misma prueba bajo condiciones idénticas.

Un sistema con alta repetibilidad producirá valores muy similares entre mediciones sucesivas de la misma acción, lo que indica que el instrumento es estable en condiciones constantes [106].

- **Reproducibilidad:** Hace referencia a la variación registrada cuando diferentes operadores realizan la misma prueba utilizando el mismo sistema de medición. A diferencia de la repetibilidad, la reproducibilidad refleja la interacción entre el sistema y el usuario, es decir, en qué medida los resultados dependen de quién realiza la medición [80]. En un simulador de uso educativo, una alta reproducibilidad garantiza que el sistema evalúa el desempeño del usuario de manera objetiva e independiente de características individuales como la técnica de desplazamiento o la velocidad de movimiento.
- **Sensibilidad:** Se define como la capacidad del sistema para detectar y cuantificar pequeñas variaciones en la posición del transductor durante su desplazamiento sobre la superficie de exploración. Para evaluar este indicador se analizará si el sistema es capaz de discriminar entre trayectorias próximas entre sí, determinando el desplazamiento a partir del cual el sensor registra un cambio significativo en la posición [106]. Un sistema con baja sensibilidad no logrará capturar desplazamientos finos, lo que limitaría la resolución espacial de la simulación y comprometería su utilidad en el aprendizaje de técnicas de exploración que requieren precisión como ocurre con el posicionamiento del transductor.
- **Precisión:** Expresa el grado de concordancia entre mediciones repetidas de una misma magnitud bajo las mismas condiciones. Un sistema preciso producirá mediciones agrupadas alrededor de un valor central, con baja desviación estándar [106].
- **Error de medición:** Corresponde a la discrepancia entre el valor registrado por el sistema y un valor de referencia previamente establecido. Este indicador permite identificar sesgos sistemáticos o errores aleatorios en las mediciones del prototipo [80]. En el marco de las pruebas, se definirán trayectorias de posición y distancias conocidas que permitan comparar directamente la salida del sistema con el valor esperado.

Los resultados del análisis Gage R&R se expresan como el porcentaje de variabilidad total atribuible al sistema de medición (%GRR). Para su interpretación se adoptaron los criterios establecidos por el *Automotive Industry Action Group* [80], referente estándar en este tipo de análisis, los cuales se presentan en el cuadro 6.

<b>%GRR</b>	<b>Clasificación</b>	<b>Interpretación</b>
< 10 %	Aceptable	El sistema de medición es adecuado para su uso.
10 % – 30 %	Tolerable	Puede ser admisible según la aplicación, aunque podría requerir mejoras.
> 30 %	No aceptable	La variabilidad compromete la fiabilidad del sistema.

Cuadro 6: Criterios de aceptación del %GRR según AIAG

### 3.2.2. Evaluación funcional y de usabilidad

De manera complementaria a la validación Gage R&R, se llevó a cabo una evaluación orientada a determinar la facilidad de uso de la interfaz gráfica y la efectividad de la interacción del usuario con el simulador. Para esta prueba se contó con la participación de tres profesionales del área de la salud:

- **Profesional 1:** Emergenciólogo con 5 años de experiencia.
- **Profesional 2:** Enfermera con 1 año de experiencia en el uso de ecógrafo, pero con más de 15 años asistiendo en procesos de ecografía.
- **Profesional 3:** Ginecóloga con 13 años de experiencia.

Durante las sesiones de prueba, los participantes interactuaron con la totalidad de las funciones disponibles en la interfaz, incluyendo el ajuste de parámetros de visualización como brillo, contraste, sensibilidad y zoom, la selección de modos de simulación y el uso de las herramientas de captura de imagen y grabación de video. A través de la observación directa y no intrusiva de estas sesiones, se identificaron patrones de navegación, puntos críticos en la comprensión de los controles y posibles ambigüedades en la interpretación de la información presentada en pantalla. Adicionalmente, se recopiló retroalimentación estructurada mediante la aplicación de preguntas dirigidas, orientadas a evaluar dimensiones como la facilidad de uso percibida, la claridad de las opciones disponibles, la utilidad de las herramientas de visualización y el nivel de realismo de la simulación. La combinación de observación directa con retroalimentación explícita permite contrastar el comportamiento real del usuario con su percepción subjetiva de la experiencia, enriqueciendo el análisis.

En conjunto, los resultados derivados del análisis Gage R&R y de la evaluación con usuarios proporcionaron una caracterización integral del simulador, abarcando tanto su desempeño

técnico como su pertinencia pedagógica. Este proceso de validación constituirá, asimismo, la base metodológica para orientar ajustes y mejoras en futuras iteraciones del sistema [58].

### 3.3. Plan de análisis de resultados

Para validar la confiabilidad y usabilidad del simulador de ecografía desarrollado, se diseñó un estudio de Gage Repeatability and Reproducibility (Gage R&R) siguiendo el método de medias y rangos ( $\bar{X}-R$ ). Este enfoque, establecido en el manual de Análisis de Sistemas de Medición de la Automotive Industry Action Group [80], permite cuantificar la variación total del sistema de medición descomponiéndola en dos fuentes independientes: la repetibilidad, entendida como la variación inherente al equipo cuando un mismo operador realiza mediciones sucesivas bajo condiciones idénticas, y la reproducibilidad, que corresponde a la variación introducida al cambiar de operador [107].

#### 3.3.1. Diseño de la prueba Gage R&R

Previo a la fase experimental, se brindó a cada operador un breve periodo de inducción de uno a dos minutos. Durante este tiempo, los participantes pudieron interactuar libremente con el simulador, familiarizándose con el movimiento del transductor y con la interfaz del sistema. El objetivo de esta etapa fue reducir el efecto de la falta de experiencia inicial, minimizar posibles errores operativos.

Para el estudio Gage R&R se definieron nueve puntos de referencia sobre la superficie sintética del maniquí abdominal, distribuidos estratégicamente para cubrir de forma representativa toda el área de trabajo. Dado que la imagen procesada tiene una resolución de 255 px  $\times$  188 px, los puntos fueron ubicados en posiciones que corresponden a las coordenadas expuestas en el cuadro 7:

<b>Punto 9 (0, 0)</b>	<b>Punto 2 (125, 0)</b>	<b>Punto 3 (250, 0)</b>
<b>Punto 8 (0, 94)</b>	<b>Punto 1 (125, 94)</b>	<b>Punto 4 (250, 94)</b>
<b>Punto 7 (0, 188)</b>	<b>Punto 6 (125, 188)</b>	<b>Punto 5 (250, 188)</b>

Cuadro 7: Puntos de referencia demarcados sobre la superficie de simulación.

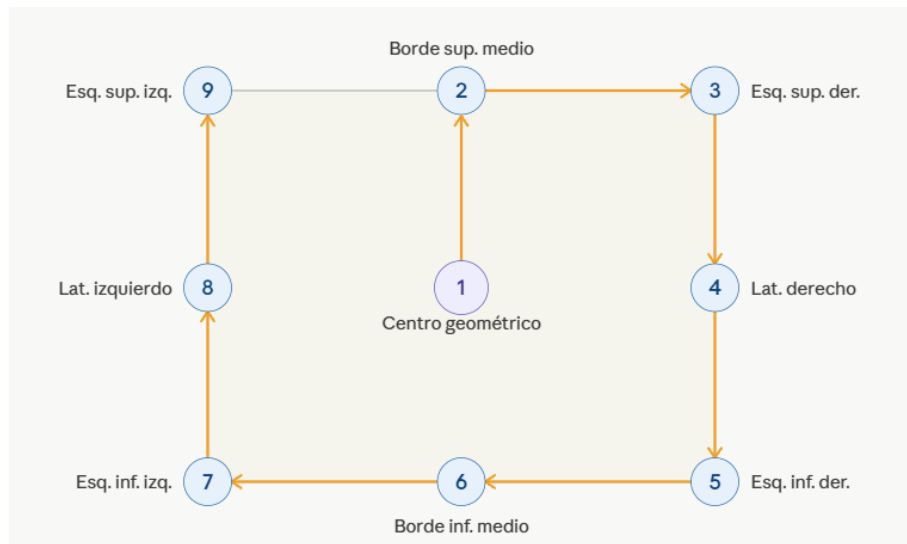


Figura 39: Recorrido estipulado como protocolo.

Esta distribución garantiza que el operario evalúa sistemáticamente tanto el centro como los extremos y laterales del área de interés, permitiendo detectar posibles variaciones en la medición asociadas a la posición dentro del campo de trabajo. El recorrido de medición parte del centro (punto 1), asciende al borde superior (punto 2) y continúa en sentido horario hasta completar el perímetro en el punto 9, minimizando desplazamientos innecesarios entre mediciones consecutivas, la Fig. 39 muestra gráficamente el recorrido realizado por el participante durante la prueba.

El protocolo consistió en desplazar el transductor siguiendo el orden de los puntos en el orden mencionado anteriormente. En cada posición, el operador realizaba una breve pausa para permitir se registraran las coordenadas de esta, las cuales son mostradas en la propia interfaz grafica, el registro se realizó de manera manual y se organizaron los datos en una hoja de cálculo. Este procedimiento fue ejecutado por tres operadores, cada uno realizando tres repeticiones completas del circuito. De esta forma se obtuvo un total de 81 mediciones que sirvieron de base para el posterior análisis estadístico.

Para cada medición, el sensor óptico reporta las coordenadas detectadas ( $X_{med}$ ,  $Y_{med}$ ) en píxeles sobre la superficie de simulación. Dado que las coordenadas reales de cada marca ( $X_{real}$ ,  $Y_{real}$ ) fueron estimadas con base el tamaño de la imagen, el sistema permite calcular el error asociado a cada medición.

**Definición de variables del estudio** El estudio emplea dos variables complementarias, cada una orientada a responder una pregunta distinta sobre el desempeño del sistema:

- **Variables del Gage R&R: coordenadas detectadas**

Las variables sobre las que se aplica el análisis Gage R&R son las coordenadas de posición reportadas directamente por el sensor, evaluadas de forma independiente para cada eje. Esta elección responde a un principio fundamental del método  $\bar{X}$ - $R$ : la variable analizada debe ser la *lectura del instrumento*, de modo que la variación entre partes ( $PV$ ) refleje genuinamente las diferencias entre las posiciones evaluadas [80, 108].

En el presente estudio, las nueve marcas se encuentran en posiciones geoméricamente distintas, valores de  $X_{real}$  entre 0 y 250 píxeles, y de  $Y_{real}$  entre 0 y 188 píxeles, lo que garantiza una variación entre partes suficiente para que el método pueda descomponer correctamente la variación total.

El Gage R&R sobre  $X_{med}$  e  $Y_{med}$  responde entonces a la pregunta: ¿El sistema reporta coordenadas consistentes entre repeticiones y operadores?

- **Métrica complementaria: error de posición euclidiano  $e$ .**

De manera complementaria al estudio Gage R&R, se calcula el error de posición euclidiano para cada medición:

$$e_{ijk} = \sqrt{(X_{med} - X_{real})^2 + (Y_{med} - Y_{real})^2} \quad (2)$$

Esta métrica cuantifica la exactitud absoluta del sistema, es decir, qué tan cerca está la coordenada detectada de la coordenada nominal de la marca [82]. Su análisis permite identificar sesgos causados por zonas irregulares de la superficie y proporciona una referencia directa de la precisión geométrica del simulador en unidades de píxeles, independientemente del análisis de consistencia del Gage R&R.

En conjunto, ambas variables ofrecen una caracterización completa del sistema:  $X_{med}$  e  $Y_{med}$  validan la *consistencia* del sistema de medición, mientras que  $e$  valida su exactitud frente a las posiciones nominales [109, 82].

A partir de los resultados obtenidos, se definirán estrategias de mejora adaptadas al tipo de error predominante. Si la repetibilidad es la fuente dominante, se revisarán la estabilidad

mecánica del sensor y el algoritmo de detección de coordenadas. Si la reproducibilidad es la fuente principal, se desarrollará un protocolo de posicionamiento estandarizado para los operadores. Si se identifican errores sistemáticos en zonas específicas mediante el análisis de  $e$ , se ajustará la calibración del sensor o se mejorará el acabado superficial en dichas zonas. Finalmente, si el %GR&R supera el 35 %, se evaluará la incorporación de correcciones por software, como filtros de coordenadas o compensación de distorsión geométrica [80].

### 3.3.2. Cálculo y análisis de los resultados de la prueba Gage R&R

Una vez recolectados los datos, el análisis estadístico del sistema de medición se realizará mediante el método  $\bar{X}$ - $R$ , siguiendo el procedimiento establecido en el manual AIAG [80] y los principios de evaluación de exactitud definidos en la norma ISO 5725 [82]. El análisis se aplicará de forma independiente sobre las variables  $X_{med}$  e  $Y_{med}$ , con  $o = 3$  operadores,  $n = 9$  marcas y  $r = 3$  repeticiones.

**Cálculo de medias y rangos** Para cada combinación operador–marca  $(i, j)$  se calculan la media de las  $r$  repeticiones y el rango:

$$\bar{X}_{ij} = \frac{1}{r} \sum_{k=1}^r X_{ijk} \quad (3)$$

$$R_{ij} = X_{ij,\text{máx}} - X_{ij,\text{mín}} \quad (4)$$

A partir de estos valores se obtienen el promedio global de rangos y la gran media:

$$\bar{R} = \frac{1}{o \cdot n} \sum_{i=1}^o \sum_{j=1}^n R_{ij} \quad (5)$$

$$\bar{\bar{X}} = \frac{1}{o \cdot n} \sum_{i=1}^o \sum_{j=1}^n \bar{X}_{ij} \quad (6)$$

**Repetibilidad (Equipment Variation, EV)** La repetibilidad representa la variación atribuible exclusivamente al equipo cuando un mismo operador repite la medición en condiciones idénticas [80, 107]:

$$EV = 5,15 \times \bar{R} \quad (7)$$

El factor 5.15 equivale a  $\pm 2,575\sigma$ , intervalo que contiene el 99 % de una distribución normal, expresando la variación como un rango de estudio [80].

**Reproducibilidad (Appraiser Variation, AV)** La reproducibilidad cuantifica la variación debida a diferencias entre operadores, tales como la estrategia de posicionamiento o la presión aplicada sobre el sensor [54]:

$$AV = 5,15 \times \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^o (\bar{X}_j - \bar{\bar{X}})^2}{o - 1} - \frac{EV^2}{n \times r}} \quad (8)$$

donde  $\bar{X}_j$  es la media de todas las mediciones del operador  $j$ . Si la expresión bajo la raíz resulta negativa, se adopta  $AV = 0$  por convención, lo que indica que la variación entre operadores es despreciable frente al ruido de repetibilidad [80, 81].

**Variación del sistema de medición (GR&R)** La variación total atribuible al sistema de medición combina ambos componentes [80]:

$$GR\&R = \sqrt{EV^2 + AV^2} \quad (9)$$

**Variación entre partes (Part Variation, PV)** La variación entre partes refleja cuánto difieren las posiciones evaluadas entre sí, teniendo en cuenta la señal real que el sistema de medición debe ser capaz de detectar [107]:

$$PV = 5,15 \times \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{X}_i - \bar{\bar{X}})^2}{n - 1} - \frac{GR\&R^2}{n \times r}} \quad (10)$$

donde  $\bar{X}_i$  es la media de todas las mediciones sobre la marca  $i$ . Un valor elevado de  $PV$  indica que el sistema discrimina adecuadamente entre posiciones distintas, condición

deseable en un simulador de entrenamiento médico [107, 109].

### Variación total (TV)

$$TV = \sqrt{GR\&R^2 + PV^2} \quad (11)$$

**Porcentaje Gage R&R** El indicador principal del estudio es:

$$\%GR\&R = \left( \frac{GR\&R}{TV} \right) \times 100 \quad (12)$$

Este porcentaje expresa qué fracción de la variación total es atribuible al sistema de medición. Complementariamente, se calcula el número de categorías distintas (*ndc*), que indica cuántas categorías diferenciables puede discriminar el sistema entre las posiciones evaluadas [80]:

$$ndc = 1,41 \times \frac{PV}{GR\&R} \quad (13)$$

Un valor de  $ndc \geq 5$  se considera aceptable para que el sistema pueda distinguir entre partes con suficiente resolución [80].

**Interpretación de los indicadores en el contexto del EchoTrainer** El siguiente cuadro resume el significado práctico de cada indicador del estudio Gage R&R aplicado al sistema de medición posicional del EchoTrainer, donde las “partes” corresponden a las marcas de referencia del vientre sintético y los “operadores” a los evaluadores que interactúan con el transductor:

<b>Indicador</b>	¿Qué mide?	Interpretación en EchoTrainer
<b>EV</b>	Variación al repetir la medición en condiciones idénticas.	EV bajo: el sensor registra posiciones consistentes ante un mismo gesto de posicionamiento.
<b>AV</b>	Variación debida a diferencias de técnica entre evaluadores.	AV bajo: el sistema no es sensible a la forma en que cada evaluador manipula el transductor.
<b>GR&amp;R</b>	Variación total del sistema de medición (EV + AV).	GR&R bajo: las coordenadas detectadas son reproducibles sin importar el operador ni la repetición.
<b>PV</b>	Variación real entre las marcas de referencia del vientre sintético.	PV alto: el sistema discrimina correctamente entre distintas posiciones del transductor.
<b>TV</b>	Variación total del proceso (sistema + partes).	Denominador de referencia para calcular el % GR&R.
<b>% GR&amp;R</b>	Fracción de la variación total atribuible al sistema de medición.	Indicador principal: un valor < 10 % confirma alta confiabilidad del EchoTrainer.
<b>ndc</b>	Número de categorías posicionales distinguibles por el sistema.	$ndc \geq 5$ : indica la capacidad del sistema para diferenciar al menos cinco zonas posicionales distintas en el vientre sintético, lo que garantiza resolución suficiente.

Cuadro 8: Interpretación de los indicadores Gage R&amp;R en el EchoTrainer

### 3.4. Indicadores de éxito

Los resultados del %GR&R se interpretarán según los criterios establecidos en [80, 54], los cuales se resumen en el Cuadro 6:

- $\% \text{GR\&R} < 10 \%$  → el sistema de medición es aceptable.
- $10 \% \leq \% \text{GR\&R} \leq 30 \%$  → el sistema es aceptable condicionalmente, dependiendo de la aplicación y el costo del sistema de medición.
- $\% \text{GR\&R} > 30 \%$  → el sistema requiere mejoras antes de ser utilizado con confianza.

Como métrica adicional, se reportará la estadística descriptiva del error de posición eu-

clidiano  $e$  (ecuación 2) por marca y por operador, incluyendo media, desviación estándar y valor máximo. Este análisis, junto con un mapa vectorial de sesgos sistemáticos sobre la superficie, permitirá identificar zonas de la geometría de la superficie con mayor imprecisión absoluta y orientar acciones de calibración específicas, independientemente del resultado del %GR&R [82, 109].

### 3.4.1. Resultados del estudio Gage R&R

A continuación se presentan los resultados obtenidos al aplicar el método  $\bar{X}$ - $R$  sobre los datos recolectados por los tres operadores en las nueve marcas de referencia, con tres repeticiones por cada combinación operador–marca. El análisis se ejecutó de manera independiente sobre las coordenadas detectadas  $X_{med}$  e  $Y_{med}$ , y se complementa con el análisis del error euclidiano  $e$  como indicador de exactitud absoluta.

Rep	M1		M2		M3		M4		M5		M6		M7		M8		M9	
	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y	X	Y
<b>Operador 1</b>																		
1	125	94	120	7	241	0	238	99	250	183	130	187	8	187	1	97	0	4
2	125	93	122	4	245	6	240	101	235	188	121	187	0	181	0	91	0	2
3	124	93	124	4	248	0	232	96	240	185	124	188	6	185	0	105	0	6
<b>Operador 2</b>																		
1	124	93	128	7	249	4	249	105	249	184	129	187	6	178	8	95	0	3
2	124	94	126	6	230	8	242	96	243	186	115	187	5	176	9	92	0	0
3	124	93	126	4	238	0	240	99	239	180	117	182	2	179	1	96	0	4
<b>Operador 3</b>																		
1	125	94	135	0	250	0	250	97	250	188	130	188	0	188	3	102	5	0
2	123	95	136	0	250	0	250	98	238	188	134	187	0	188	0	95	0	3
3	125	94	124	0	250	0	250	103	242	188	132	182	0	182	4	99	8	1

Cuadro 9: Valores de coordenadas X y Y por operador, marca y repetición.

A partir de los datos recopilados durante las pruebas con los operadores, presentados en el cuadro 9, se procesaron mediante un script desarrollado en Python —cuyo código se encuentra en el Anexo A— los cálculos estadísticos necesarios para el análisis Gage R&R, obteniendo los siguientes resultados:

**Componentes de variación — Eje X** El cuadro 10 sintetiza los estadísticos del método  $\bar{X}$ - $R$  para la coordenada horizontal detectada.

Componente	Valor [px]	% TV
EV — Repetibilidad	30.709	5.71 %
AV — Reproducibilidad	0.000	0.00 %
GR&R ( $EV + AV$ )	30.709	5.71 %
PV — Variación entre partes	537.045	99.84 %
TV — Variación total	537.922	—
% GR&R		<b>5.71 %</b>
ndc		<b>24</b>

Cuadro 10: Componentes de variación Gage R&R — Posición X detectada

El promedio de rangos obtenido fue  $\bar{R} = 5.963$  px, a partir del cual se estima la repetibilidad como  $EV = 5.15 \times 5.963 = 30.709$  px. Para la reproducibilidad, el término bajo la raíz en la ecuación (8) resultó negativo ( $AV^2 = -29.88 < 0$ ), por lo que se adoptó  $AV = 0$  siguiendo la convención establecida en [80]. Este resultado no es una anomalía numérica; indica que la variación introducida por los operadores es estadísticamente indistinguible del ruido de repetibilidad del equipo, lo cual es un hallazgo altamente favorable en términos de reproducibilidad del sistema [81].

La variación entre partes alcanzó  $PV = 537.045$  px, valor esperado dado que las nueve marcas abarcan posiciones con coordenadas  $X_{real}$  entre 0 y 250 px, garantizando que la señal real del proceso domine ampliamente sobre el ruido del sistema de medición [107]. El porcentaje final fue  $\% \text{ GR\&R} = 5.71 \%$ , ubicándose en la categoría de sistema excelente según los criterios establecidos.

**Componentes de variación — Eje Y** El cuadro 11 presenta los resultados para la coordenada vertical.

El promedio de rangos fue  $\bar{R} = 4.333$  px, con repetibilidad  $EV = 22.317$  px. Al igual que en el eje X, la reproducibilidad resultó  $AV = 0$  ( $AV^2 = -18.02 < 0$ ). El porcentaje final fue  $\% \text{ GR\&R} = 5.49 \%$ , también en categoría excelente. El ndc de 25 confirma que el sistema distingue con holgura entre las nueve posiciones evaluadas sobre el eje vertical.

Componente	Valor [px]	% TV
EV — Repetibilidad	22.317	5.49 %
AV — Reproducibilidad	0.000	0.00 %
GR&R ( $EV + AV$ )	22.317	5.49 %
PV — Variación entre partes	405.592	99.85 %
TV — Variación total	406.206	—
% GR&R		<b>5.49 %</b>
ndc		<b>25</b>

Cuadro 11: Componentes de variación Gage R&amp;R — Posición Y detectada.

**Interpretación conjunta de los componentes de variación:** La variación del sistema de medición es casi completamente atribuible a la repetibilidad del equipo (EV), mientras que la reproducibilidad entre operadores (AV) es nula. Esto significa que los tres operadores produjeron mediciones estadísticamente equivalentes, eliminando la fuente humana de variación de la incertidumbre total [82, 109].

Desde una perspectiva física, la repetibilidad observada refleja la resolución finita del algoritmo de detección del sensor óptico: ante una misma posición física, el sensor puede reportar coordenadas que difieren en 5 px a 15 px entre repeticiones, consecuencia natural de la discretización de la posición y de las fluctuaciones en la detección de bordes o marcas. No obstante, con % GR&R < 6 % en ambos ejes, esta variación representa una fracción mínima de la variación total del proceso, lo que indica que el sistema es capaz de reportar posiciones con alta consistencia [80, 81].

El número de categorías distintas, 24 y 25 para X e Y respectivamente, refuerza esta conclusión: ambos valores superan ampliamente el umbral de  $ndc \geq 5$  recomendado por [80], lo que certifica que el sistema puede discriminar entre las nueve posiciones de referencia con una resolución efectiva equivalente a 24–25 grupos diferenciables. Para un simulador de entrenamiento médico, esta capacidad de discriminación es una condición necesaria para garantizar que la imagen correspondiente a cada posición se despliegue de forma correcta.

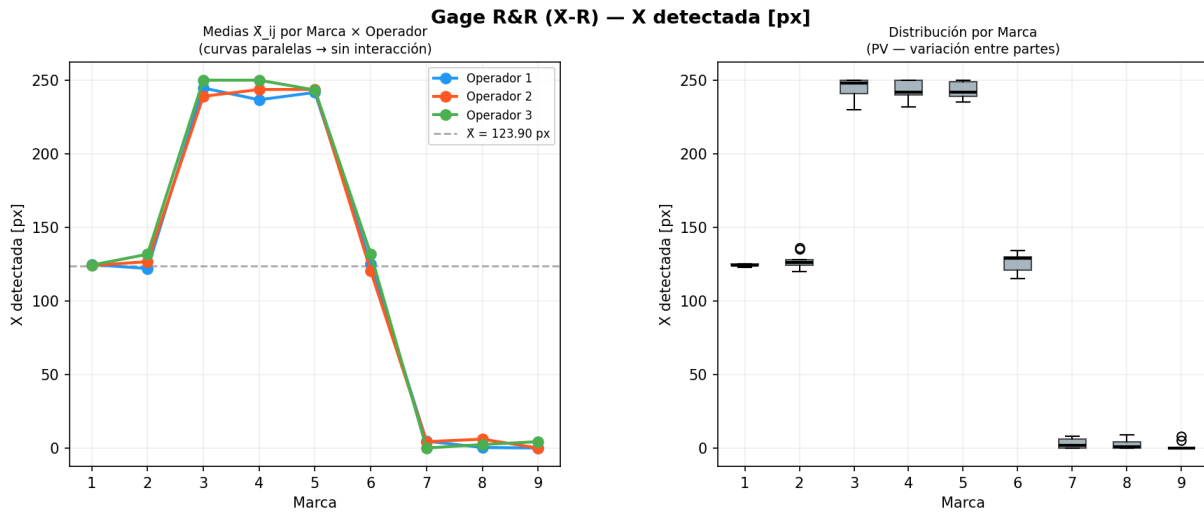


Figura 40: Panel Gage R&R para la posición X detectada. De izquierda a derecha (a) medias  $\bar{X}_{ij}$  por marca y operador, (b) distribución por marca

En la figura (a) de la Fig.40, se observa que las curvas correspondientes a los tres operadores se superponen con notable coincidencia en todas las marcas evaluadas, evidenciando una reproducibilidad muy elevada, así, se tiene que no existen diferencias sistemáticas atribuibles al operador. El patrón espacial es coherente con la geometría del objeto de estudio: los valores más altos ( $\approx 250$  px) se concentran en las marcas del lado derecho (marcas 3, 4 y 5), mientras que los valores próximos a cero corresponden a las marcas del lado izquierdo (marcas 7, 8 y 9). Esto confirma que el sistema discrimina correctamente entre posiciones en el eje X.

Por su parte, en la figura (b) de la Fig.40, se puede evidenciar que las marcas agrupadas en torno a 125 px (marcas 1, 2 y 6) y las próximas a 0 px (marcas 7, 8 y 9) presentan cajas muy compactas, indicando alta repetibilidad en dichas posiciones, asimismo, el grupo de marcas en  $\approx 245$  px (marcas 3, 4 y 5) también muestra consistencia interna. Por otro lado, la marca 6 exhibe una caja ligeramente más ancha en comparación con el resto del grupo, lo que sugiere una mayor variabilidad de repetibilidad en esa posición de borde intermedio.

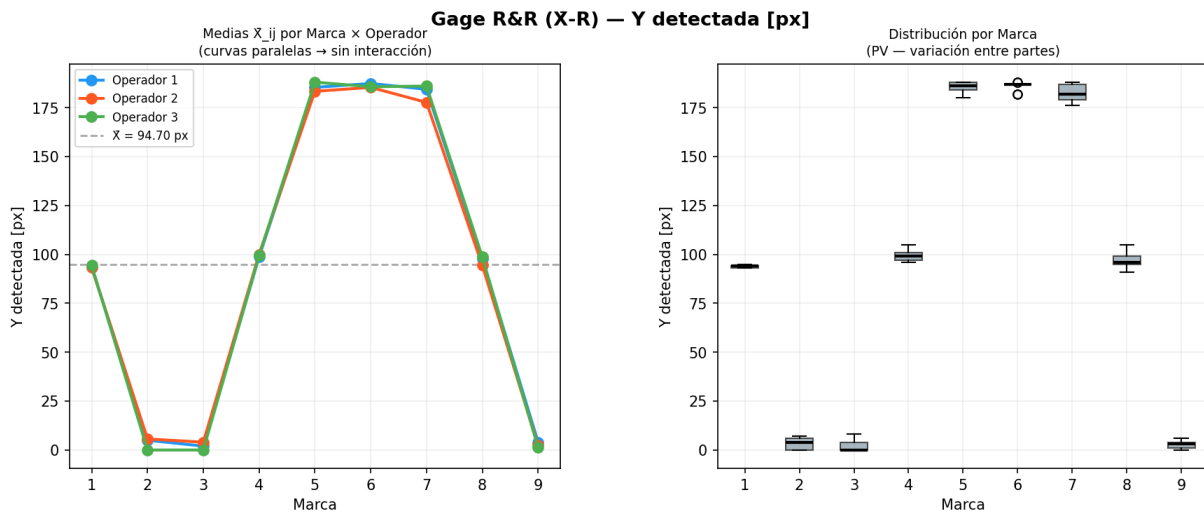


Figura 41: Panel Gage R&R para la posición Y detectada. Misma estructura que la Figura 40.

En la figura (a) de la Fig.41, se observa que las curvas correspondientes a los tres operadores se superponen con gran concordancia en todas las marcas evaluadas, al que con la coordenada X, confirmando que la componente de reproducibilidad es despreciable frente a la variación entre marcas, de modo que no se introduce sesgo sistemático dependiente del operador. El patrón espacial es coherente con la distribución geométrica real: los valores más altos ( $\approx 185$  px) se concentran en las marcas inferiores (marcas 5, 6 y 7), mientras que los valores próximos a cero corresponden a las marcas superiores (marcas 2, 3 y 9). Esto confirma que el sistema discrimina correctamente entre posiciones en el eje Y.

Por su parte, en la figura (b) de la Fig.41, se puede evidenciar que las marcas agrupadas en torno a 185 px (marcas 5, 6 y 7) presentan cajas compactas; no obstante, la marca 6 muestra un valor atípico puntual, el cual merece seguimiento en futuras mediciones. Asimismo, las marcas próximas a 0 px (marcas 2, 3 y 9) son altamente consistentes entre sí.

**Análisis del error euclidiano** El cuadro 12 presenta la estadística descriptiva del error euclidiano por marca de referencia.

Marca	Zona	Media	Desv. Est.	Mín	Máx
1	Centro	0.942	0.792	0.000	2.236
2	Borde medio superior	6.394	3.202	1.000	11.000
3	Esquina sup. derecha	6.275	7.217	0.000	21.541
4	Borde medio derecho	9.977	4.626	3.000	18.111
5	Esquina inf. derecha	8.383	4.868	0.000	15.000
6	Borde medio inferior	6.408	3.249	1.000	10.050
7	Esquina inf. izquierda	6.850	4.509	0.000	13.000
8	Borde medio izquierdo	5.847	3.575	1.000	11.000
9	Esquina sup. izquierda	3.896	2.329	0.000	8.062
Global		6.108	4.650	0.000	21.541

Cuadro 12: Error euclidiano de posición  $e$  [px] por marca. Métrica de exactitud absoluta del sensor.

El análisis de la exactitud absoluta revela patrones espaciales de interés diagnóstico. El error euclidiano global promedio fue  $\bar{e} = 6.108$  px con una desviación estándar de  $s_e = 4.650$  px, lo que indica una dispersión considerable en la exactitud según la posición evaluada.

El hallazgo más relevante es el gradiente de error entre el centro y los bordes de la imagen. La marca 1 (centro geométrico) registró el error más bajo del estudio, con  $\bar{e}_1 = 0.942$  px, mientras que las marcas en los bordes de la derecha acumularon los errores más altos: la marca 4 (borde medio derecho) alcanzó  $\bar{e}_4 = 9.977$  px y la marca 5 (esquina inferior derecha) obtuvo  $\bar{e}_5 = 8.383$  px. El error medio en las cuatro esquinas fue de 6.351 px y en los cuatro bordes de 7.156 px, ambos sustancialmente superiores al error del centro (0.942 px). Este patrón es consistente con fenómenos de distorsión geométrica radial, que son típicos de sistemas de detección electrónica donde la precisión de detección disminuye a medida que el punto de interés se aleja del centro óptico del sensor [110].

El valor máximo observado fue  $e_{max} = 21.541$  px, correspondiente a la Marca 3 (esquina superior derecha) medida por el Operador 2. La desviación estándar elevada de esta marca ( $s_3 = 7.217$  px) señala que esta zona presenta alta variabilidad en la exactitud, lo que sugiere que las condiciones ópticas en esa esquina son particularmente sensibles a la posición exacta del sensor.

Desde la perspectiva por operador, el Operador 3 registró el menor error global ( $\bar{e}_3 = 4.501 \text{ px}$ ), seguido por el Operador 1 ( $\bar{e}_1 = 6.439 \text{ px}$ ) y el Operador 2 ( $\bar{e}_2 = 7.384 \text{ px}$ ). Si bien estas diferencias no se traducen en reproducibilidad significativa a nivel del Gage R&R ( $AV = 0$ ), sugieren que el Operador 2 tiene una manipulación del transductor de una manera que posiciona el sensor que sesga ligeramente sus mediciones.

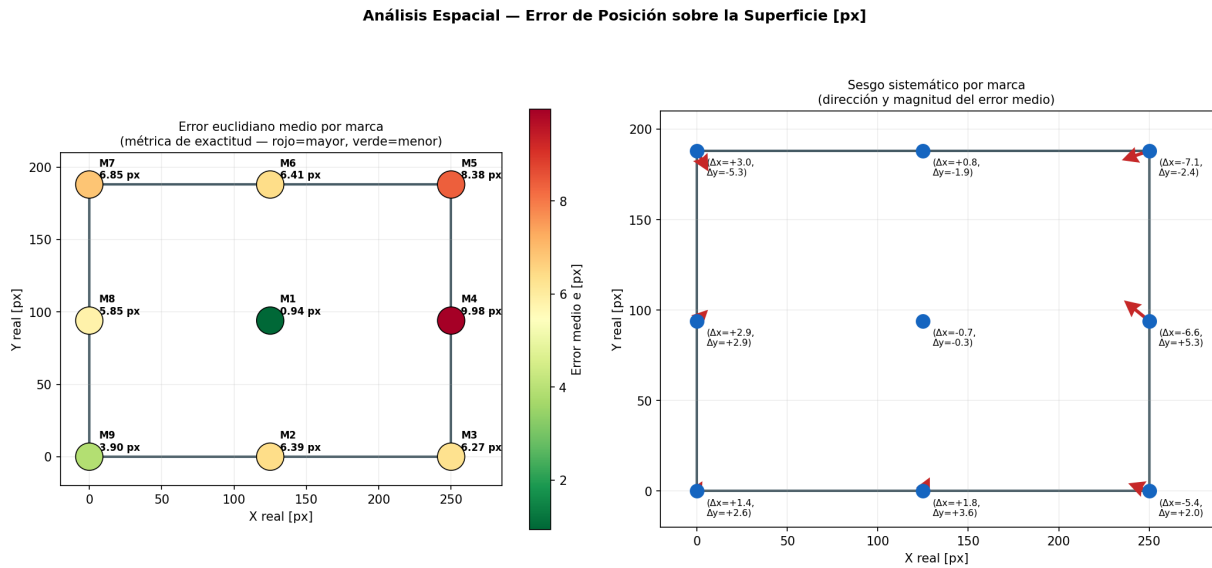


Figura 42: Izquierda: mapa de calor del error euclidiano medio  $\bar{e}$  por marca. Derecha: mapa vectorial del sesgo sistemático por marca, donde cada flecha indica la dirección y magnitud del error medio ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ).

En la Fig. 42, se presenta el análisis espacial del error de posición sobre la superficie evaluada, estructurado en dos representaciones complementarias: el mapa de calor del error euclidiano medio por marca y el diagrama de sesgo sistemático vectorial por marca.

**Error euclidiano medio por marca** El mapa de calor revela una distribución espacialmente heterogénea del error de exactitud absoluta. La marca M1, ubicada en el centro geométrico de la superficie ( $x_{\text{real}} = 125 \text{ px}$ ,  $y_{\text{real}} = 94 \text{ px}$ ), registra el error más bajo del estudio con  $\bar{e}_1 = 0.94 \text{ px}$ , lo cual indica que el sistema de detección alcanza su mayor exactitud en la zona central, donde las condiciones ópticas y geométricas son más favorables. En contraste, la marca M4, situada en el borde medio derecho ( $x_{\text{real}} = 250 \text{ px}$ ,  $y_{\text{real}} = 94 \text{ px}$ ), presenta el error más elevado con  $\bar{e}_4 = 9.98 \text{ px}$ , seguida de la marca M5 en la esquina superior derecha con  $\bar{e}_5 = 8.38 \text{ px}$ . Este patrón sugiere la presencia de una degradación sistemática de la exactitud hacia el lado derecho de la superficie, consistente con

fenómenos de distorsión óptica periférica o pérdida de resolución espacial en los bordes del campo de visión del sensor. Las marcas del lado izquierdo (M7: 6.85 px, M8: 5.85 px, M9: 3.90 px) presentan errores moderados-bajos, con M9 como la segunda posición más exacta del estudio, lo que refuerza la hipótesis de una asimetría de exactitud izquierda–derecha en el sistema evaluado.

**Sesgo sistemático vectorial por marca** El diagrama de la figura derecha muestra, para cada marca, una flecha que indica hacia dónde se desplaza la posición detectada por el sistema respecto a la posición real, junto con los valores  $(\Delta x, \Delta y)$  que cuantifican dicho desplazamiento en píxeles.

En las marcas del lado derecho (M3, M4 y M5), las flechas apuntan hacia la izquierda y presentan las mayores magnitudes del estudio, lo que significa que el sistema detecta estas marcas desplazadas hacia el interior de la superficie respecto a donde realmente se encuentran. En M4, además, el desplazamiento ocurre únicamente en dirección horizontal, mientras que en M3 y M5 el vector presenta también una componente vertical, con sentidos opuestos entre sí: hacia arriba en M3 ( $\Delta y = +2.0$  px) y hacia abajo en M5 ( $\Delta y = -2.4$  px)

En las marcas del lado izquierdo (M7, M8 y M9), las flechas apuntan hacia la derecha con magnitudes menores, es decir, el sistema detecta estas marcas desplazadas también hacia el interior de la superficie, pero ahora desde el lado contrario. En M8, el vector apunta en diagonal hacia abajo y a la derecha, mientras que en M9 la flecha se dirige hacia arriba y a la derecha.

La marca central M1 es la que presenta la flecha de menor magnitud de todo el estudio ( $|\Delta x| = 0.7$  px,  $|\Delta y| = 0.3$  px), con una dirección prácticamente imperceptible, lo que indica que en el centro de la superficie el sistema detecta la posición con una desviación muy cercana a cero.

Finalmente, las marcas inferiores M2, M3 y M9 comparten un rasgo común: sus vectores tienen una componente vertical con sentido hacia arriba ( $\Delta y = +2.6$ ,  $+3.6$  y  $+2.0$  px respectivamente), lo que indica que en la región inferior de la superficie el sistema detecta las marcas desplazadas consistentemente hacia arriba respecto a su posición real.

**Síntesis e implicaciones para el prototipo:** Los resultados del estudio Gage R&R permiten caracterizar el simulador de ecografía desde dos dimensiones complementarias e

independientes.

Desde la dimensión de consistencia y basado en la metodología, el sistema de medición es excelente. Con % GR&R = 5.71 % en X y 5.49 % en Y, ambos ampliamente por debajo del umbral del 20 %, el simulador cumple con los criterios de aceptación establecidos incluso bajo los estándares más estrictos de la literatura [80, 81]. La reproducibilidad nula entre operadores es un resultado especialmente valioso para un simulador de entrenamiento médico, pues implica que el comportamiento del sistema no depende de quién lo opere, condición necesaria para garantizar experiencias de aprendizaje equivalentes entre usuarios.

Desde la dimensión de exactitud, el sistema muestra un desempeño heterogéneo en función de la zona de la superficie. El error en el centro es  $< 1$  px, pero se incrementa de forma sistemática hacia los bordes de la superficie, alcanzando valores de hasta 10 px en promedio en las zonas derechas de esta. Esta heterogeneidad no compromete la consistencia del sistema, ya validada por el Gage R&R, pero sí implica que la posición detectada puede diferir de la posición nominal en una magnitud que depende de la zona.

En conjunto, estos resultados establecen que el simulador, en su estado actual de prototipo, posee un sistema de medición confiable y consistente entre operadores, con un margen de mejora identificado y localizado en la calibración geométrica de las zonas periféricas de la superficie.

### 3.4.2. Resultados de encuesta de percepción

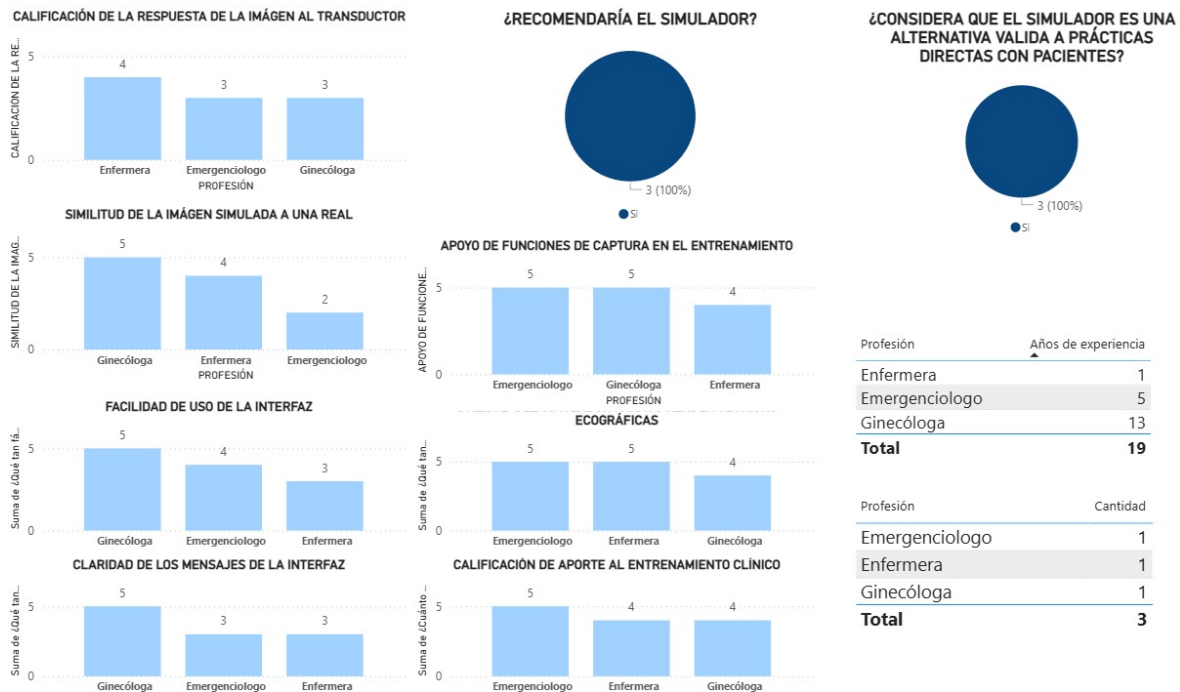


Figura 43: Gráficas de los resultados de la encuesta a especialistas.

La encuesta de satisfacción y usabilidad se aplicó a tres profesionales de la salud con experiencia variable en el uso de ecógrafos. Los resultados obtenidos proporcionan una primera valoración del simulador EchoTrainer. En términos generales, los resultados reflejan un alto nivel de aceptación del sistema. Tanto la recomendación del simulador como su valoración como alternativa válida a la práctica directa en pacientes durante las etapas iniciales de formación obtuvieron un 100% de respuestas positivas.

En relación con la calidad de la imagen ecográfica simulada, se observaron diferencias importantes según el momento de la prueba. Inicialmente, las imágenes utilizadas en el simulador eran generadas por inteligencia artificial, las cuales no permitían diferenciar con claridad figuras ni estructuras anatómicas. El Profesional 1 evaluó esta versión anterior, otorgándole una calificación baja en similitud visual (2/5). Gracias a su retroalimentación, se cambiaron las imágenes del simulador, pasando de las generadas por IA a imágenes adquiridas capturando y procesando frames de dos estudios de caso reales. Con esto, se crearon dos estudios para la simulación: Estudio 1, tomado de [111], y Estudio 2, tomado de [112].

Esta mejora se reflejó positivamente en las evaluaciones posteriores. Tanto la Profesional 2 como 3, quienes probaron la versión mejorada, otorgaron puntuaciones notablemente superiores, 4/5 y 5/5 respectivamente.

La fluidez y coherencia en la respuesta de la imagen al movimiento del transductor recibió calificaciones intermedias (3-4), lo que indica que, aunque el simulador responde de forma adecuada, aún existe espacio para optimizaciones en la suavidad y realismo del movimiento.

Respecto a la interfaz de usuario, los resultados fueron mayoritariamente positivos. La Profesional 3 la calificó con la máxima puntuación (5), seguido del Profesional 1 (4) y Profesional 2 (3). De forma similar, la claridad de los mensajes y señales del sistema fue bien valorada por el Profesional 1 (5), mientras que recibió puntuaciones moderadas (3) por parte de las otras dos participantes. Las funcionalidades de grabación de la simulación y captura de pantalla fueron altamente valoradas (4 y 5), destacando su utilidad para el seguimiento del progreso de aprendizaje. Asimismo, los tres profesionales coincidieron en otorgar altas calificaciones (4 y 5) a la capacidad del simulador para complementar el entrenamiento clínico con equipos reales, reconociendo su potencial como recurso pedagógico complementario.

Para terminar con el análisis, vale la pena mencionar que a pesar del tamaño reducido de la muestra, los resultados preliminares son prometedores. Los profesionales encuestados reconocen el valor de EchoTrainer como herramienta de apoyo en la formación inicial en ecografía, especialmente por brindar un entorno seguro, controlado y repetible de práctica.

### **3.5. Análisis de costos**

El cuadro 13 presenta la matriz de costos estimados asociados al desarrollo del prototipo. El costo total de los materiales adquiridos directamente asciende a \$214.000 COP; sin embargo, el costo real del proyecto fue significativamente menor gracias al apoyo institucional, ya que la universidad proporcionó el material PLA para impresión 3D, así como el poliuretano Vytaflex 30, este último utilizado junto con las vendas de yeso para la fabricación del vientre simulado, reduciendo el costo efectivo a cargo del equipo a \$92.000 COP.

<b>Componente</b>	<b>Costo [COP]</b>
Arduino Nano	\$40.000
Cable USB	\$20.000
Material PLA para impresión 3D*	\$12.000
Sensor de flujo óptico PAN3101DB	\$20.000
Poliuretano Vytaflex 30*	\$110.000
Vendas de yeso	\$12.000
Total materiales adquiridos	\$214.000
Descuento apoyo institucional	(\$122.000)
<b>Costo efectivo del equipo</b>	<b>\$92.000</b>

\* Proporcionado por la universidad; valor estimado de referencia.

Cuadro 13: Matriz de costos estimados del proyecto.

Esta cifra adquiere mayor relevancia al contrastarla con el costo de simuladores comerciales de referencia. El CAE Vimedix, considerado uno de los estándares en simulación ecográfica para entrenamiento médico, tiene un valor aproximado de 50.000 USD [23], equivalente a cerca de \$185.000.000 COP según la TRM promedio del año 2026 (\$3.700 COP/USD). Esto significa que el EchoTrainer representa una reducción de costo superior al 99 % frente a dicha solución comercial, lo que evidencia su potencial como alternativa accesible para instituciones educativas con recursos limitados, particularmente en contextos como el colombiano, donde la adquisición de simuladores de alta gama resulta inviable para la mayoría de programas de salud.

### 3.6. Trabajos Futuros

El simulador desarrollado constituye una base funcional sólida sobre la cual es posible proyectar mejoras que incrementen tanto el realismo clínico como el alcance académico y tecnológico del sistema. Estas líneas de trabajo futuro se articulan en torno a tres dimensiones: la ampliación de funcionalidades clínicas, el perfeccionamiento del hardware y el fortalecimiento de la arquitectura del sistema.

En cuanto a las funcionalidades clínicas, la primera prioridad es la integración del modo Doppler, identificada como la mejora más relevante a partir de la retroalimentación obtenida de especialistas durante las pruebas del prototipo. Dado que este modo es ampliamente utilizado en los exámenes ecográficos reales, su incorporación representaría un avance sig-

nificativo en la utilidad clínica del simulador. En la misma línea, se propone implementar herramientas de medición de distancias directamente en el entorno de visualización, lo que permitiría emular procedimientos como la estimación del tamaño de estructuras, la evaluación de lesiones y el seguimiento de parámetros biométricos. Otro aspecto de alto impacto es el desarrollo de un modelo que modifique dinámicamente la imagen ecográfica en función del ángulo de inclinación y orientación del transductor, dado que la calidad diagnóstica depende en gran medida de la interacción espacial entre el transductor y la anatomía explorada. Por último, ampliar la variedad de estudios disponibles —ecografía abdominal, musculoesquelética, vascular y obstétrica, entre otros— permitiría ofrecer una experiencia de entrenamiento más integral y adaptable a diversos contextos educativos.

Respecto al hardware, una mejora central es la evolución del phantom actualmente utilizado. Versiones futuras podrían incorporar materiales con propiedades físicas más cercanas al tejido biológico real, así como diseños modulares que permitan simular distintas patologías y variaciones anatómicas, con lo que se incrementaría el realismo del sistema y se facilitarían procesos de validación experimental más robustos. De igual forma, el fortalecimiento del sistema de captura de fuerza abriría la posibilidad de incorporar retroalimentación háptica y análisis cuantitativos de la presión ejercida durante la exploración, enriqueciendo tanto el entrenamiento clínico como la evaluación objetiva de habilidades.

Finalmente, en el plano de la arquitectura del sistema, se propone reemplazar las interfaces de seguimiento basadas en sensor de mouse por soluciones de tracking espacial dedicadas, que ofrezcan una interacción más natural y precisa con el transductor virtual. Paralelamente, mejorar la modularidad del sistema facilitaría su mantenimiento, escalabilidad e integración con nuevos dispositivos o escenarios clínicos en el futuro.

En conjunto, estas líneas de trabajo representan una evolución natural del prototipo y sientan las condiciones para el desarrollo de simuladores médicos más realistas, accesibles y pedagógicamente efectivos.

### 3.7. Conclusiones

El desarrollo del simulador EchoTrainer permitió consolidar una herramienta funcional que integra el diseño mecánico, la instrumentación electrónica con sensores ópticos y de fuerza, y un software de procesamiento de imágenes. La implementación de este prototipo se basó en el cumplimiento de requisitos técnicos y clínicos, logrando un sistema que facilita el entrenamiento de la coordinación y el reconocimiento anatómico mediante la sincronización del movimiento físico con la visualización en pantalla. El dispositivo no solo replica la ergonomía de un transductor convexo real, sino que garantiza un entorno de práctica seguro que elimina los riesgos de estrés y exposición innecesaria al ultrasonido en pacientes gestantes.

La validación metrológica mediante la prueba Gage R&R confirmó que el sistema de medición posicional es excelente y altamente consistente, con una variabilidad total de apenas el 5.71 % en el eje X y el 5.49 % en el eje Y. Estos valores, al situarse por debajo del umbral del 10 %, aseguran que la experiencia de usuario es independiente del operador, con una resolución de discriminación (ndc) de entre 24 y 25 categorías distintas, lo que supera ampliamente el requisito mínimo de 5 para sistemas de alta precisión. No obstante, el análisis de exactitud absoluta identificó un gradiente de error sistemático: mientras que el centro geométrico presenta un error mínimo de 0.942 px, las zonas periféricas muestran una mayor imprecisión, alcanzando un error promedio global de 6.108 px y picos máximos de hasta 21.541 px en las esquinas. Esta limitación geométrica, junto con la falta de validación del ángulo de inclinación, define las rutas claras para la calibración por software en futuras iteraciones.

La evaluación de percepción con especialistas evidenció que la representatividad del contenido es tan crítica como el desempeño del hardware. Al sustituir las imágenes iniciales generadas por inteligencia artificial por frames de estudios ecográficos reales, la valoración del realismo visual saltó de una calificación de 2/5 a un rango de 4/5 y 5/5. Este ajuste, derivado directamente de la retroalimentación clínica, permitió que el simulador obtuviera una recomendación del 100 % como alternativa válida para la formación inicial. Los expertos destacaron especialmente las herramientas de registro de desempeño, como la captura de pantalla y la grabación de video, calificándolas con un 5/5 por su utilidad en el seguimiento del progreso del estudiante.

En conjunto, los resultados consolidan a EchoTrainer como una plataforma escalable y

validada técnicamente. Aunque se han identificado áreas de mejora en la exactitud periférica y en la incorporación de funciones como el modo Doppler, el prototipo actual cumple con creces los estándares de fidelidad visual e interactividad requeridos para fortalecer la soberanía tecnológica y la educación de calidad en regiones con recursos limitados.

### 3.8. Anexos

El presente proyecto cuenta con dos anexos digitales que complementan la documentación técnica expuesta en este documento. El primero corresponde al repositorio público del código fuente, que incluye los archivos de implementación e instrucciones de instalación. El segundo es el manual de usuario en formato PDF, incorporado a continuación.

---

Anexo	Descripción	Contenido	Acceso
A	Repositorio del proyecto	Código fuente, archivos de configuración y guía de instalación (README)	GitHub
B	Manual de usuario	Instrucciones de uso, interfaz gráfica y operación del simulador EchoTrainer en formato PDF	Ver página 111

---

Cuadro 14: Recursos digitales del proyecto.



EchoTrainer Simulador de Ecografia

PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA CALI

Facultad de Ingenieria y Ciencias

# Manual de Usuario

EchoTrainer — Simulador de Ecografia

AUTORES	Gustavo Monsalve Carlos Ogonaga	UNIVERSIDAD	PUJ Cali
DIRECTORES	Cristian Torres Juan Esteban Palacios	FECHA	12 de mayo de 2026
		VERSION	Final
		PROGRAMA	Ingenieria Biomedica

Trabajo de Grado | Cali, 2026

## **EchoTrainer — Manual de Usuario**

Este documento ha sido elaborado como parte del Trabajo de Grado de **Gustavo Monsalve** y **Carlos Ogonaga**. Todos los derechos reservados conforme a las políticas de propiedad intelectual de la **Pontificia Universidad Javeriana Cali**.

Proyecto de grado | 12 de mayo de 2026 | Cali, Colombia

# Índice general

<b>Índice de figuras</b>	<b>v</b>
<b>Índice de tablas</b>	<b>vi</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Propósito del sistema . . . . .	1
1.2 Alcance del manual . . . . .	1
<b>2 Requisitos del sistema</b>	<b>2</b>
2.1 Requisitos de hardware . . . . .	2
2.2 Requisitos de software . . . . .	3
2.3 Estructura de directorios . . . . .	4
<b>3 Descripción de la interfaz</b>	<b>5</b>
3.1 Menú lateral (Sidebar) . . . . .	5
3.2 Pantalla de Inicio . . . . .	6
3.3 Pantalla de Información . . . . .	7
3.4 Pantalla del Simulador . . . . .	8
<b>4 Uso del simulador</b>	<b>9</b>
4.1 Barra superior de control . . . . .	9
4.2 Panel de parámetros . . . . .	10
4.2.1 Efecto Negativo . . . . .	11
4.2.2 Modos de ruido acústico . . . . .	11
4.3 Área de imagen principal . . . . .	12
4.4 Mapa de navegación . . . . .	12
<b>5 Procedimiento de uso paso a paso</b>	<b>13</b>
5.1 Preparación del hardware . . . . .	13
5.2 Inicio de sesión de simulación . . . . .	13
5.3 Exploración ecográfica . . . . .	14
5.4 Uso de la presión FSR (modo avanzado) . . . . .	14

5.5	Captura y grabación . . . . .	14
5.5.1	Captura de pantalla . . . . .	14
5.5.2	Grabación de video . . . . .	14
5.6	Finalización de la sesión . . . . .	15
<b>6</b>	<b>Mensajes del sistema y solución de problemas</b>	<b>16</b>
6.1	Tabla de mensajes del sistema . . . . .	16
6.2	Reconexión automática . . . . .	16
6.3	Preguntas frecuentes . . . . .	16
	<b>Glosario</b>	<b>18</b>

# Índice de figuras

2.1	Diagrama de conexión del sistema: PC → USB → Transductor . . . . .	2
3.1	Menú lateral con botones de navegación. . . . .	5
3.2	Pantalla de inicio con acceso directo al simulador y a la información del proyecto	6
3.3	Pantalla de información con tarjetas: Descripción, Características, Modos de operación y Controles disponibles . . . . .	7
3.4	Pantalla general de simulación. . . . .	8
4.1	Barra superior con controles principales y modos de operación. . . . .	9
4.2	Panel lateral izquierdo con controles deslizantes de ajuste de imagen. . . . .	10
4.3	Área de imagen simulando el campo de visión del Transductor. . . . .	12
4.4	Mapa de navegación con Viewport (rectángulo verde) y posición del trans- ductor (cruz roja) . . . . .	12
5.1	Pantalla de ingreso de ID. . . . .	13

# Índice de tablas

2.1	Resumen de componentes de hardware . . . . .	3
2.2	Dependencias de software . . . . .	3
3.1	Pantallas del sistema . . . . .	5
4.1	Parámetros ajustables mediante controles deslizantes . . . . .	11
5.1	Niveles de presión FSR, indicador de color y efecto sobre la imagen . . . . .	14
6.1	Mensajes del sistema, causas y acciones recomendadas . . . . .	16

# 1 Introducción

## 1.1 Propósito del sistema

---

EchoTrainer es una herramienta de entrenamiento clínico diseñada para apoyar el aprendizaje y la práctica de la ecografía en estudiantes y profesionales de la salud. Su propósito principal es brindar un entorno controlado en el que los usuarios puedan familiarizarse con la manipulación del transductor y con la interpretación visual de las imágenes ecográficas, sin la necesidad de utilizar equipos clínicos reales.

El simulador recrea el comportamiento básico de un equipo de ecografía, permitiendo visualizar una imagen que responde al movimiento del transductor sobre una superficie física.

## 1.2 Alcance del manual

---

El presente manual tiene como propósito orientar al usuario en el uso adecuado del simulador EchoTrainer, proporcionando una guía clara sobre el funcionamiento de la interfaz y sus principales herramientas. En este documento se describen los diferentes botones, controles y opciones disponibles dentro del sistema, explicando de manera sencilla su función y cómo interactuar con ellos durante una sesión de simulación.

Asimismo, el manual incluye una sección sobre el uso previsto del simulador, en la cual se establecen las condiciones bajo las cuales el sistema debe ser utilizado, así como las limitaciones propias del prototipo. Esto permite al usuario comprender el alcance real de la herramienta y evitar interpretaciones incorrectas sobre su funcionamiento o aplicación clínica.

También se incorporan orientaciones básicas para la solución de problemas comunes que pueden presentarse durante el uso del sistema, como dificultades en la conexión con el dispositivo físico o errores en la ejecución del programa.

## 2 Requisitos del sistema

### 2.1 Requisitos de hardware

Para el correcto funcionamiento del simulador EchoTrainer, se requiere contar con los siguientes elementos de hardware:

- ▶ Un computador que permita ejecutar el software del simulador. Este debe tener instalado el entorno necesario para la ejecución del programa en Python y Arduino.
- ▶ El transductor del simulador, que corresponde al dispositivo físico que el usuario manipula durante la exploración. Este elemento permite interactuar con el sistema, simulando el comportamiento de un **Transductor** de ecografía real.

Es importante que todos los componentes se encuentren correctamente conectados antes de iniciar la simulación.



**Figura 2.1** Diagrama de conexión del sistema: PC → USB → Transductor

**Tabla 2.1** Resumen de componentes de hardware

Componente	Modelo	Función en el sistema
Computador	Windows / Linux / macOS	Ejecutar la aplicación
Microcontrolador	Arduino Nano	Comunicación serial USB
Sensor de movimiento	PAN3101DB	Rastrear posición del transductor (XY)
Sensor de presión	FSR (3.3 V)	Medir presión aplicada sobre la superficie
Transductor físico	Fabricación propia	Superficie de exploración
Cable USB	Tipo A–B mini	Conexión PC–Arduino

## 2.2 Requisitos de software

Para el correcto funcionamiento del simulador, es necesario contar con un entorno de software básico que permita ejecutar la interfaz gráfica y el procesamiento de la imagen en tiempo real.

El sistema requiere tener instalado Python (versión 3.10 o superior). Es compatible principalmente con Windows 10 y 11, aunque también puede ejecutarse en Linux o macOS.

- ▶ **Kivy:** interfaz gráfica del simulador.
- ▶ **NumPy:** procesamiento numérico de la imagen.
- ▶ **Pillow (PIL):** carga, conversión y guardado de imágenes.
- ▶ **PySerial:** comunicación con el transductor por USB.
- ▶ **OpenCV** (opcional): grabación de video y mapa de navegación.

Esto se refleja en la tabla 2.2:

**Tabla 2.2** Dependencias de software

Biblioteca	Función en el sistema
Python	Entorno de ejecución (v3.10+)
Kivy	Interfaz gráfica multiplataforma
NumPy	Procesamiento matricial de imágenes
Pillow	Carga, conversión y redimensionamiento
pyserial	Comunicación serial con Arduino
OpenCV*	Grabación de video y mapa de navegación

\* Opcional. Sin OpenCV la grabación y el mapa no están disponibles.

Las demás librerías pertenecen a la biblioteca estándar de Python y no requieren instalación adicional. Para la guía de instalación puede remitirse al `readme.txt` del [repositorio](#) del proyecto.

**NOTA**

En caso de no contar con el transductor físico, el simulador puede ejecutarse en un **modo de prueba** sin necesidad de conexión con hardware.

## 2.3 Estructura de directorios

---

**NOTA**

Los directorios `capturas/` y `videos/` se crean automáticamente la primera vez que se usa cada función de exportación. Solo es necesario crear `imagenes/` manualmente y colocar allí los estudios de ecografía antes de iniciar el simulador.

```
1 simulador_ecografia/  
2 |-- main.py  
3 |-- imagenes/  
4 |-- capturas/  
5 ' -- videos/
```

## 3 Descripción de la interfaz

El simulador cuenta con tres pantallas principales, descritas en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Pantallas del sistema

Pantalla	Descripción
Inicio	Menú de bienvenida con acceso directo
Información	Descripción del proyecto en tarjetas
Simulador	Pantalla principal de uso

### 3.1 Menú lateral (Sidebar)



Figura 3.1 Menú lateral con botones de navegación.

El menú lateral está siempre visible y contiene cuatro botones de navegación: **Inicio**, **Información**, **Simulador** y **Salir**. La pantalla que esté seleccionada estará resaltada en color azul.

### 3.2 Pantalla de Inicio

---



**Figura 3.2** Pantalla de inicio con acceso directo al simulador y a la información del proyecto

La imagen corresponde a la pantalla de inicio del Simulador de Ecografía, donde se muestra el título principal y dos botones de acceso rápido.

El botón Comenzar simulación conduce al entorno principal de práctica y cumple la misma función que la opción Simulador del sidebar. Por su parte, el botón Ver información del proyecto dirige a la sección descriptiva del sistema, equivalente a la opción Información del sidebar.

Esta pantalla funciona como un acceso directo a las principales secciones del sistema.

### 3.3 Pantalla de Información



**Figura 3.3** Pantalla de información con tarjetas: Descripción, Características, Modos de operación y Controles disponibles

Las imágenes muestran la pantalla de información del simulador, organizada mediante tarjetas visuales que presentan de forma estructurada los contenidos principales del sistema. En ellas se incluyen secciones de **Descripción**, **Características**, **Modos de operación** y **Controles disponibles**, proporcionando al usuario una guía rápida sobre el funcionamiento y uso del simulador antes de iniciar la práctica.

### 3.4 Pantalla del Simulador

---

La pantalla del simulador es el espacio principal de trabajo. Su descripción detallada se desarrolla en el capítulo 4.

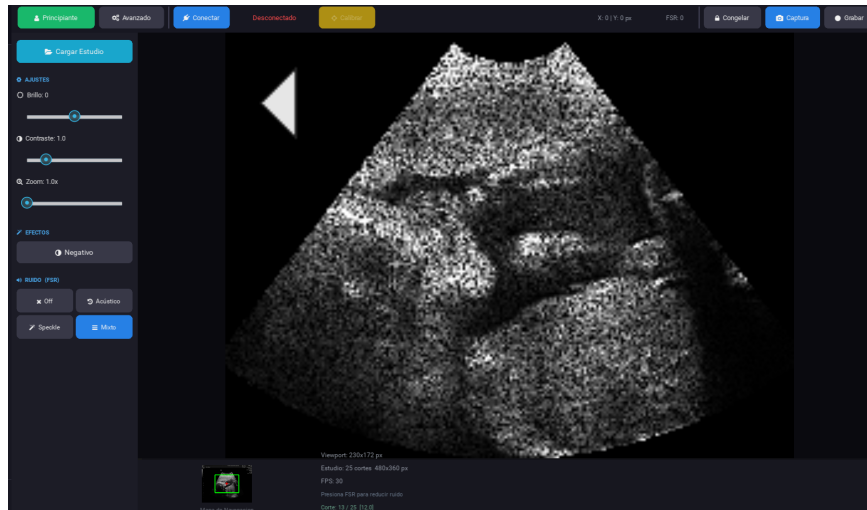


Figura 3.4 Pantalla general de simulación.

# 4 Uso del simulador

## 4.1 Barra superior de control



**Figura 4.1** Barra superior con controles principales y modos de operación.

Para iniciar la simulación, el usuario debe seleccionar uno de los modos disponibles. El botón **Principiante** activa el modo básico, en el cual la imagen responde únicamente al movimiento del transductor. El botón **Avanzado** activa el modo avanzado, donde además del movimiento, se tiene en cuenta la presión aplicada.

Una vez seleccionado el modo, se debe presionar el botón **Conectar**. El estado de la conexión se indica mediante un semáforo de color:

- ▶ **Verde:** conectado correctamente.
- ▶ **Amarillo:** conexión en proceso.
- ▶ **Rojo:** desconectado.

El botón **Calibrar** establece la posición inicial del transductor. El botón **Congelar** detiene la imagen en pantalla; al presionarlo nuevamente se reanuda la visualización. El botón **Captura** guarda automáticamente la vista actual. El botón **Grabar** inicia y detiene la grabación de la sesión.

## 4.2 Panel de parámetros

---



**Figura 4.2** Panel lateral izquierdo con controles deslizantes de ajuste de imagen.

La tabla 4.1 presenta los parámetros disponibles para el control y ajuste de la imagen.

**Tabla 4.1** Parámetros ajustables mediante controles deslizantes

Parámetro	Mín.	Máx.	Defecto	Paso	Descripción
Brillo	-100	+100	0	1	Ajusta la iluminación global de la imagen
Contraste	0,5×	3,0×	1,0×	0.1	Modifica la diferencia entre zonas claras y oscuras
Zoom	1,0×	3,0×	1,0×	0.1	Permite acercar o alejar la imagen

#### 4.2.1 Efecto Negativo

El botón **Negativo** invierte los niveles de gris de la imagen. Al presionarlo nuevamente, la imagen vuelve a su estado normal.

#### 4.2.2 Modos de ruido acústico

##### Off (Sin ruido)

Imagen limpia, sin interferencias. Ideal para principiantes.

##### Acústico

Simula el ruido acústico típico de la ecografía.

##### Speckle

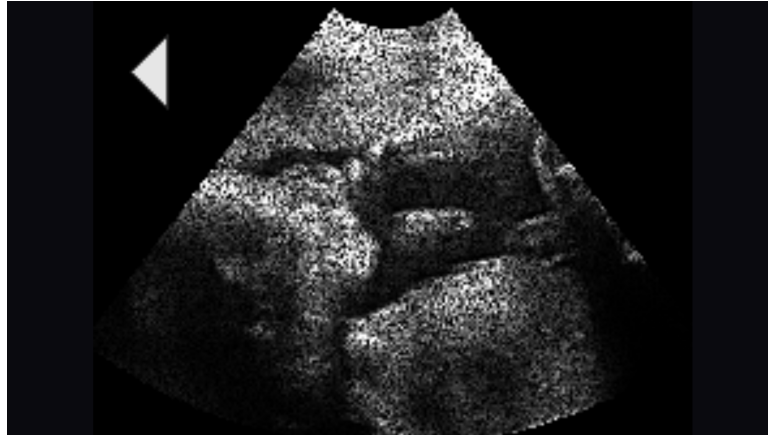
Patrón granular modelado mediante una [Distribucion Rayleigh](#).

##### Mixto

Combina acústico y *speckle*. Orientado a prácticas avanzadas.

### 4.3 Área de imagen principal

---



**Figura 4.3** Área de imagen simulando el campo de visión del **Transductor**.

Es el área principal donde se muestra la imagen ecográfica simulada.

### 4.4 Mapa de navegación

---



**Figura 4.4** Mapa de navegación con **Viewport** (rectángulo verde) y posición del transductor (cruz roja)

Representación en miniatura de la imagen completa con la posición actual del transductor.

**NOTA**

El mapa de navegación requiere **OpenCV**. Sin esta biblioteca la zona permanece vacía. Véase tabla 2.2.

# 5 Procedimiento de uso paso a paso

## 5.1 Preparación del hardware

Antes de iniciar la aplicación, conecte el cable USB del transductor al computador. Si el sistema operativo no reconoce el Arduino, instale el driver **CH340**.

## 5.2 Inicio de sesión de simulación

Conecte el cable USB del transductor al PC **antes** de abrir la aplicación, para que el sistema detecte el puerto correctamente.

1. Abrir la aplicación ejecutando `python main.py`.
2. Navegar a la pantalla **Simulador** usando el sidebar o el botón **COMENZAR SIMULACIÓN**.
3. Ingresar el **nombre** o el **ID del usuario**.

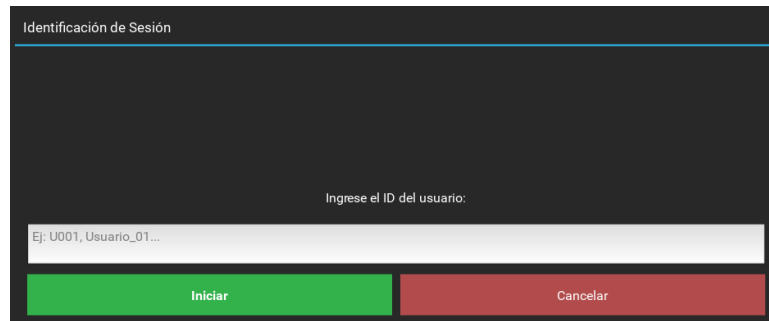


Figura 5.1 Pantalla de ingreso de ID.

4. Presionar **Cargar estudio** y seleccionar el archivo desde la carpeta `imagenes/`.
5. Presionar **Conectar**. El sistema detecta el Arduino buscando `Arduino`, `CH340` o `USB` en los puertos.
6. Verificar que el indicador cambie a **verde** (*Conectado*).
7. Si es necesario, presionar **Calibrar** para reiniciar la posición de referencia.
8. Seleccionar el modo: **Principiante** o **Avanzado**.

### 5.3 Exploración ecográfica

Ubique el vientre simulado sobre una superficie firme. Se recomienda **aplicar talco** para mejorar el deslizamiento del transductor.

La marca del transductor debe coincidir con la referencia de la interfaz. Inicie siempre desde el **punto central** (posición de calibración).

#### ADVERTENCIA

Mantener el transductor en **contacto constante** con la superficie. Levantarlo provoca pérdida de referencia. En ese caso, regresar al punto central y calibrar nuevamente.

### 5.4 Uso de la presión FSR (modo avanzado)

Tabla 5.1 Niveles de presión FSR, indicador de color y efecto sobre la imagen

Rango ADC	% máximo	Indicador	Interpretación
> 472	> 70 %	Verde	Presión adecuada; imagen sin ruido
270 – 472	40 – 70 %	Amarillo	Presión media; ruido parcial
< 270	< 40 %	Rojo	Presión insuficiente; ruido alto

Máximo ADC a 3.3 V con referencia 5 V:  $\frac{3.3}{5.0} \times 1023 \approx 674$  unidades.

La tabla presenta los niveles de presión detectados por el sensor FSR, relacionando el rango de lectura del conversor analógico–digital (ADC) con un indicador visual por color y su efecto sobre la calidad de la imagen simulada.

Cada nivel de presión se representa mediante un código de color que permite al usuario identificar rápidamente si la presión aplicada es adecuada, intermedia o insuficiente, facilitando así el control correcto del transductor durante la simulación.

### 5.5 Captura y grabación

#### 5.5.1 Captura de pantalla

Presionar **Captura**. La imagen se guarda en `capturas/` con el nombre:

`IDUsuario_captura_AAAAAMDD_HHMMSS.png`

Solo requiere **Pillow**; no depende de OpenCV.

#### 5.5.2 Grabación de video

Presionar **Grabar** para iniciar; presionar nuevamente para detener. El archivo se guarda en `videos/`:

IDUsuario\_video\_AAAAMMDD\_HHMMSS.avi

- ▶ Formato: AVI
- ▶ Códec: XVID
- ▶ Velocidad: 20 fps

**ADVERTENCIA**

La grabación requiere **OpenCV**. Sin esta biblioteca el botón [Grabar] mostrará “*OpenCV no disponible*”.

Instalar con: `pip install opencv-python`

## 5.6 Finalización de la sesión

---

Presionar **Salir** en el sidebar. El sistema libera el puerto serial y el escritor de video antes de cerrar.

# 6 Mensajes del sistema y solución de problemas

## 6.1 Tabla de mensajes del sistema

Tabla 6.1 Mensajes del sistema, causas y acciones recomendadas

Mensaje	Color	Causa	Acción
Desconectado	Rojo	Sin conexión USB	Conectar cable y presionar [Conectar]
Arduino no encontrado	Amarillo	Driver CH340 ausente	Instalar driver CH340; verificar cable
Conexión perdida. . .	Amarillo	Cable desconectado	Esperar reconexión automática (2 s)
Reconexión fallida	Rojo	Arduino no responde	Reconectar manualmente
Error al cargar imagen	Rojo	Formato no soportado	Usar PNG, JPG o BMP válido
Calibrado al centro	Verde	Calibración exitosa	—
OpenCV no disponible	Amarillo	OpenCV no instalado	<code>pip install opencv-python</code>
Captura guardada	Verde	Exportación exitosa	—

## 6.2 Reconexión automática

Si se pierde la conexión serial, el sistema reintenta automáticamente tras 2 segundos. Si falla, el usuario debe reconectar el cable y presionar **Conectar**.

## 6.3 Preguntas frecuentes

### El viewport no se mueve al deslizar el transductor

Verificar conexión (véase sección 5.2) y que se haya cargado un estudio con **Cargar estudio**.

### El ruido no disminuye al presionar el transductor

Asegurarse de que el modo **Avanzado** esté activo y el ruido sea distinto de *Off* (véase

section [4.2.2](#)).

**El mapa de navegación aparece vacío**

Instalar OpenCV: `pip install opencv-python` y reiniciar.

**La grabación de video no genera archivo**

Mismo motivo. Véase section [5.5.2](#).

**El Arduino no es detectado en Windows**

Instalar el driver **CH340** y verificar en el Administrador de dispositivos.

# Glosario

## ADC

*Analog-to-Digital Converter.* Convierte la señal analógica del FSR en un valor digital. El Arduino Nano usa un ADC de 10 bits con referencia de 5 V [14](#)

## Distribucion Rayleigh

Distribucion de probabilidad usada en el simulador para modelar la amplitud del speckle ultrasonico de manera físicamente coherente [11](#)

## FSR

*Force Sensitive Resistor.* Sensor resistivo cuya resistencia varía inversamente con la fuerza aplicada. En el simulador detecta la presión del transductor sobre la superficie [3](#)

## PAN3101DB

Sensor óptico de seguimiento de movimiento. Rastrea la posición del transductor en el plano XY [3](#)

## Speckle

Patrón granular característico de las imágenes de ultrasonido, causado por la interferencia coherente de ondas acústicas reflejadas en estructuras sub-resolución [11](#)

## Transductor

Dispositivo físico utilizado en ecografía para emitir y recibir ondas ultrasonicas. En el simulador, porta el sensor PAN3101DB y el FSR [v](#), [2](#), [12](#)

## Viewport

Ventana deslizante que delimita la región de la imagen ecográfica visible en pantalla, equivalente al campo de visión del transductor [v](#), [12](#)

# EchoTrainer

Simulador de Ecografía

Gustavo Monsalve | Carlos Ogonaga

Pontificia Universidad Javeriana Cali

Facultad de Ingeniería y Ciencias — Cali, 2026

## Referencias bibliográficas

- [1] The World Bank, “Crude birth rate (per 1,000 people) – colombia (sp.dyn.cbirt.in),” <https://datos.bancomundial.org/indicador/SP.DYN.CBRT.IN?end=2024&locations=CO&start=1960&view=chart>, 2023, accessed: 2025-11-15.
- [2] S. Oiseth, L. Jones, and E. Maza, “Ultrasonido (ecografía),” *Lecturio – Concise Medical Knowledge*, 2023, accedido: 15 nov 2025. [Online]. Available: <https://www.lecturio.com/es/concepts/ultrasonido-ecografia/>
- [3] GeeksForGeeks, “What is digital signal processing (DSP)?” <https://www.geeksforgeeks.org/electronics-engineering/what-is-digital-signal-processing/>, accedido: 17-11-2025.
- [4] Analog Devices, “Analog-to-digital converter (ADC) architectures and choices for system design,” <https://www.analog.com/en/resources/analog-dialogue/articles/analog-to-digital-converter-architectures-and-choices.html>, 2021, analog Dialogue. Accedido: nov. 2025.
- [5] R. C. Gonzalez and R. E. Woods, *Digital Image Processing*. Pearson, 2018.
- [6] L. Jordan, “Gage R&R: The ultimate guide to performing a gage R&R study,” <https://leanoutsidethebox.com/gage-rr/>, accedido: 17-11-2025.
- [7] D. C. Fernandes, “Knowledge and skills acquisition in medical students: Exploring aspects of the curriculum,” <https://www.researchgate.net/publication/331167386>, 2018, accedido: 13-11-2025. Fuente de imagen.
- [8] MedicalExpo, “SonoSim® – simulador de formación,” <https://www.medicalexpo.es/prod/sonosim/product-112217-740004.html>, 2024, accedido: 13-11-2025.
- [9] Surgical Science, “Ultrasound mentor: One platform for all your ultrasound training needs,” <https://surgicalseience.com/simulators/u-s-mentor/>, 2026, consultado en mayo de 2026.
- [10] Nasco Healthcare, “Kit VausSim™: Simulador avanzado de ultrasonido versátil,” <https://shop.nascohealthcare.com/es/products/101-7540u>, 2024, sKU: 101-7540. Precio de referencia: USD 19,880. Consultado en mayo de 2026.

- 
- [11] D. A. Kim, V. E. Noble, and C. L. Moore, “Ultrasound training and competency assessment in emergency medicine residency programs,” *Academic Emergency Medicine*, vol. 21, no. 9, pp. 1008–1013, 2014.
- [12] V. E. Noble and B. P. Nelson, *Manual of Emergency and Critical Care Ultrasound*. Cambridge University Press, 2010.
- [13] Ministerio de Salud y Protección Social, “Guía del Observatorio del Talento Humano en Salud (oths),” Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, Tech. Rep., 2015, consultado: 5 mayo 2026. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/TH/Guia-observatorio-talento-humano-Salud-oths.pdf>
- [14] Banco Mundial, “Acceso a servicios de salud en América Latina y el Caribe,” Banco Mundial, Tech. Rep., 2023. [Online]. Available: <https://data.worldbank.org/indicator/SH.MED.PHYS.ZS>
- [15] American College of Obstetricians and Gynecologists, “Committee opinion no. 723: Guidelines for diagnostic imaging during pregnancy and lactation,” *Obstetrics & Gynecology*, vol. 130, no. 4, pp. e210–e216, 2017.
- [16] World Health Organization, “Preterm birth,” <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth>, 2023, accedido: 2025-11-11.
- [17] Instituto Nacional de Salud, “Informe de vigilancia de la mortalidad materna y perinatal en Colombia,” Instituto Nacional de Salud (INS), Bogotá, Colombia, Tech. Rep., 2022, boletín Epidemiológico Semanal. [Online]. Available: <https://www.ins.gov.co/buscador-eventos/BoletinEpidemiologico/>
- [18] World Health Organization, “WHO recommendations on antenatal care for a positive pregnancy experience,” <https://www.who.int/publications/i/item/9789241549912>, 2016, accedido: 2025-11-11.
- [19] C. F. Dietrich, C. Lucius, M. B. Nielsen, E. Burmester, S. C. Westerway, C. Y. Chu, G. Condous, X.-W. Cui, Y. Dong, G. Harrison, J. Koch, B. Kraus, C. P. Nolsøe, L. J. Nayahangan, A. Saftoiu, E. Savitsky, M. Blaivas *et al.*, “The ultrasound use of simulators, current view, and perspectives: Requirements and technical aspects (WFUMB state of the art paper),” *Endoscopic Ultrasound*, vol. 12, no. 1, pp. 38–49, 2023.

- [20] Asociación Colombiana de Empresas de Medicina Integral (ACEMI), “Personal de salud en Colombia: situación actual y retos,” ACEMI, Bogotá, Colombia, Tech. Rep., octubre 2023, datos de ReTHUS con corte a marzo de 2023. Disponible en: [https://acemi.org.co/wp-content/uploads/2024/02/2023\\_10\\_10\\_Personal\\_salud\\_Colombia\\_Acemi.pdf](https://acemi.org.co/wp-content/uploads/2024/02/2023_10_10_Personal_salud_Colombia_Acemi.pdf).
- [21] S. del Río Pineda, “¿se necesitan más médicos especialistas en Colombia?” *El Pulso. Periódico para el Sector de la Salud*, no. 301, octubre 2023, cita análisis de la Universidad El Bosque (2020) sobre distribución geográfica de especialistas. Disponible en: <https://www.periodicoelpulso.com.co/301-octubre-2023/generales-2.php>.
- [22] Asociación Colombiana de Empresas de Medicina Integral (ACEMI), “Salud en Cifras: boletín de análisis del sector salud en Colombia. edición 1,” <https://acemi.org.co/salud-en-cifras-acemi-lanza-su-nuevo-boletin-con-analisis-transparentes-del-sector-salud-en-colombia> noviembre 2023, reporta concentración geográfica de profesionales y déficit departamental de talento humano en salud.
- [23] Instituto de Investigación Sanitaria y Biomédica de Alicante (ISABIAL), “Pliegos para la adquisición de equipamiento e infraestructura. expediente LI-2023-002,” ISABIAL, Alicante, España, Tech. Rep., 2023, documento de licitación pública. [Online]. Available: <https://isabial.es/wp-content/uploads/licitaciones/li-2023002-pliegos-adquisicion-equipamiento-infraestructura.pdf>
- [24] N. Kahr Rasmussen, T. T. Andersen, J. Carlsen, M. L. Østergaard, L. Konge, E. Albrecht-Beste, and M. B. Nielsen, “Simulation-based training of ultrasound-guided procedures in radiology: A systematic review,” *Ultraschall in der Medizin*, vol. 40, no. 5, pp. 584–602, 2019.
- [25] D. Stacey, “Los nacimientos en Colombia caen a menos de 500.000 al año por primera vez desde que hay registros,” *El País*, 2025, consultado el: 5 de abril de 2025. [Online]. Available: <https://elpais.com/america-colombia/2025-03-26/los-nacimientos-en-colombia-rompen-el-piso-de-los-500000-al-ano.html>
- [26] United Nations, “Sustainable development goals (SDGs),” <https://sdgs.un.org/goals>, 2015, goal 3 (Health) and Goal 4 (Education).
- [27] B. P. Dromey, D. M. Peebles, and D. V. Stoyanov, “A systematic review and meta-analysis of the use of high-fidelity simulation in obstetric ultrasound,” *Simulation in*

*Healthcare*, vol. 16, no. 1, pp. 52–61, 2021.

- [28] B. Osborne, N. Parange, and K. Thoirs, “The effectiveness of the use of high fidelity simulators in obstetric ultrasound training: A systematic review,” *Australasian Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 18, no. 3, pp. 107–111, 2015.
- [29] Y. Zhao, P. Zhou, X. Tang, W. Zhu, W. Liu, J. Zhou, J. Wang, Y. Luo, J. Zhang, L. Yang, and Y. Xu, “Short-term simulation training course improves basic obstetric ultrasound operational skills of residents: A multi-center study,” *PLoS ONE*, vol. 20, no. 12, p. e0328122, 2025.
- [30] E. C. P. Da Silva, S. V. L. Silva, R. Damião, E. B. Fonseca, S. Garcia, and U. G. Lippi, “Stress and anxiety in pregnant women exposed to ultrasound,” *The Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine*, vol. 25, no. 3, pp. 295–298, 2012.
- [31] A. Staneva, F. Bogossian, M. Pritchard, and A. Wittkowski, “The effects of maternal depression, anxiety, and perceived stress during pregnancy on preterm birth: A systematic review,” *Women and Birth*, vol. 28, no. 3, pp. 179–193, 2015.
- [32] Ministerio de Tecnologías de la Información y las Comunicaciones de Colombia, “Política de gobierno digital,” 2026, consultado el 6 de mayo de 2026. [Online]. Available: <https://gobiernodigital.mintic.gov.co/portal/Politica-de-Gobierno-Digital/>
- [33] S. Hani, G. Chalouhi, Z. Lakissian, and R. Sharara-Chami, “Introduction of ultrasound simulation in medical education: Exploratory study,” *JMIR Medical Education*, vol. 5, no. 2, p. e13568, 2019.
- [34] MedlinePlus, “Ecografía: Prueba de laboratorio,” <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/ecografia/>, 2025, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [35] Dexeus Mujer, “Ecografía obstétrica,” <https://www.dexeus.com/informacion-de-salud/enciclopedia-ginecologica/obstetricia/ecografia-obstetrica>, 2025, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [36] Mindray, “Getting to know ultrasound transducers,” <https://www.mindray.com/na/news-and-events/blog/getting-to-know-ultrasound-transducers/>, 2022, consultado el: 9 de abril de 2025.

- [37] Instituto Nacional del Cáncer, “Transductor de ecografía,” <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/transductor-de-ecografia>, 2025, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [38] Global Ultrasonido, “¿cuáles son los tipos de transductores para ecógrafos?” <https://globalultrasonido.cl/es-global/blogs/noticias/cuales-son-los-tipos-de-transductores-para-ecografos>, 2022, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [39] Imadine, “¿qué son transductores convexos para ultrasonido?” <https://imadine.com.mx/transductores-convexos/>, 2025, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [40] Datamedica, “Tipos de transductores,” <https://datamedica.cl/blogs/noticias/tipos-de-transductores>, 2023, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [41] L. M. Diana S., “Simuladores con impresión 3D para el desarrollo de habilidades clínicas en estudiantes de medicina,” *Archivos de Medicina*, vol. 18, no. 2, pp. 447–454, 2018. [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/journal/2738/273857650018/html/>
- [42] M. Corvetto, M. P. Bravo, R. Montaña, F. Utili, E. Escudero, C. Boza, J. Varas, and J. Dagnino, “Simulación en educación médica: una sinopsis,” *Revista Médica de Chile*, vol. 141, no. 1, pp. 70–79, 2013.
- [43] HealthySimulation.com, “Simulador de ultrasonido,” <https://www.healthysimulation.com/es/simulador-de-ultrasonido/>, 2018, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [44] S. W. Smith, *The Scientist and Engineer’s Guide to Digital Signal Processing*. San Diego, CA, USA: California Technical Publishing, 1999. [Online]. Available: <https://www.dspguide.com>
- [45] A. V. Oppenheim and R. W. Schaffer, *Discrete-Time Signal Processing*, 3rd ed. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice Hall, 2010.
- [46] Analog Devices, Inc., “Chapter 20: Analog to digital conversion,” <https://wiki.analog.com/university/courses/electronics/text/chapter-20>, 2021, analog Devices University Program. Consultado en mayo de 2026.

- [47] D. L. Pham, C. Xu, and J. L. Prince, “Current methods in medical image segmentation,” *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 2, no. 1, pp. 315–337, 2000.
- [48] A. Domínguez-Torres, “Procesamiento digital de imágenes,” *Perfiles Educativos*, no. 72, 1996. [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=13207206>
- [49] Oracle Corporation, “¿qué es una base de datos?” <https://www.oracle.com/co/database/what-is-database/>, 2020, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [50] Microsoft Corporation, “Conceptos básicos sobre bases de datos,” <https://support.microsoft.com/es-es/topic/conceptos-basicos-sobre-bases-de-datos-a849ac16-07c7-4a31-9948-3c8c94a7c204>, 2025, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [51] Amazon Web Services, “¿qué es una base de datos?” <https://aws.amazon.com/es/what-is/database/>, 2025, consultado el: 9 de abril de 2025.
- [52] Dewesoft, “¿qué es un sensor y qué hace?” <https://dewesoft.com/es/blog/que-es-un-sensor>, 2025, consultado el: 17 de mayo de 2025.
- [53] B. K. P. Horn and B. G. Schunck, “Determining optical flow,” *Artificial Intelligence*, vol. 17, no. 1–3, pp. 185–203, 1981.
- [54] American Society for Quality, “Gage repeatability and reproducibility (GR&R),” <https://asq.org/quality-resources/gage-repeatability>, 2025, accessed: 2025-04-07.
- [55] T. Luhmann, S. Robson, S. Kyle, and J. Böhm, *Close Range Photogrammetry and 3D Imaging*, 2nd ed. De Gruyter, 2014.
- [56] L. Zhang, T. Portenier, and O. Goksel, “Learning ultrasound rendering from cross-sectional model slices for simulated training,” *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 16, no. 5, pp. 943–952, 2021.
- [57] L. J. Nayahangan, C. F. Dietrich, and M. B. Nielsen, “Simulation-based training in ultrasound — where are we now?” *Ultraschall in der Medizin*, vol. 42, no. 3, pp. 240–244, 2021.
- [58] D. A. Cook, R. Hatala, R. Brydges, B. Zendejas, J. H. Szostek, A. T. Wang, P. J. Erwin, and S. J. Hamstra, “Technology-enhanced simulation for health professions education: A systematic review and meta-analysis,” *JAMA*, vol. 306, no. 9, pp. 978–988, 2011.

- [59] A. Jagannathan, J. Micallef, T. Clarke, K. Armstrong, and A. Dubrowski, “The iterative design and development of an affordable ultrasound simulator,” *Cureus*, vol. 16, no. 1, p. e52300, 2024.
- [60] D. Damjanovic, U. Goebel, B. Fischer, M. Huth, H. Breger, H. Buerkle, and A. Schmutz, “An easy-to-build, low-budget point-of-care ultrasound simulator: From Linux to a web-based solution,” *Critical Ultrasound Journal*, vol. 9, no. 1, p. 4, 2017.
- [61] SonoSim Inc., “SonoSim ultrasound training solution,” <https://www.sonosim.com/>, 2024, consultado en mayo 2025.
- [62] M. L. Østergaard, K. Rue Nielsen, E. Albrecht-Beste, C. Ewertsen, M. Bachmann Nielsen, P. Ravn, L. J. Nayahangan, and L. Konge, “Simulator training improves ultrasound scanning performance on patients: A randomized controlled trial,” *European Radiology*, vol. 29, no. 6, pp. 3210–3218, 2019.
- [63] C. Taksøe-Vester, L. Dyre, J. Schroll, A. Tabor, and M. G. Tolsgaard, “Simulation-based ultrasound training in obstetrics and gynecology: A systematic review and meta-analysis,” *Ultraschall in der Medizin*, vol. 42, no. 6, pp. e42–e54, 2021, epub 2020 Dec 21. PMID: 33348415.
- [64] S. R. Baker, N. J. Patel, M. Abayazid, and B. Z. Roitberg, “Augmented reality in interventional radiology: Transforming training paradigms,” *Cureus*, vol. 16, no. 2, p. e54907, 2024.
- [65] Accurate S.r.l., “VausSim ultrasound simulation system,” <https://accuratesimulation.com/vaussim/>, 2024, consultado en noviembre de 2025.
- [66] *ISO 13485:2016 Medical devices — Quality management systems — Requirements for regulatory purposes*, International Organization for Standardization Std., 2016.
- [67] *ISO 14971:2019 Medical devices — Application of risk management to medical devices*, International Organization for Standardization Std., 2019.
- [68] *ISO 9241-210:2019 Ergonomics of human-system interaction — Human-centred design*, International Organization for Standardization Std., 2019.
- [69] *IEC 62304:2006 Medical device software — Software life cycle processes*, International Electrotechnical Commission Std., 2006.

- [70] *IEC 62366-1:2015 Application of usability engineering to medical devices*, International Electrotechnical Commission Std., 2015.
- [71] *ASTM F2575-14 Standard Guide for Terminology in Healthcare Simulation*, ASTM International Std., 2014.
- [72] *DICOM PS3 — Digital Imaging and Communications in Medicine*, National Electrical Manufacturers Association Std., 2021.
- [73] Ministerio de Salud de Colombia, “Resolución 8430 de 1993: Normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud,” <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/lists/bibliotecadigital/ride/de/dij/resolucion-8430-de-1993.pdf>, 1993, accedido: 2026-05-06.
- [74] Congreso de Colombia, “Ley 1581 de 2012: Por la cual se dictan disposiciones generales para la protección de datos personales,” 2012, consultado el 6 de mayo de 2026. [Online]. Available: <https://www.funcionpublica.gov.co/eva/gestornormativo/norma.php?i=49981>
- [75] Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos (INVIMA), “Abc de dispositivos médicos,” <https://www.invima.gov.co/biblioteca/abc-dispositivos-medicos-invima>, 2024, accedido: 2026-05-06.
- [76] Ministerio de Minas y Energía de Colombia, “Reglamento técnico de instalaciones eléctricas (retie),” <https://www.minenergia.gov.co/es/misional/energia-electrica-2/reglamentos-tecnicos/reglamento-t%C3%A9cnico-de-instalaciones-el%C3%A9ctricas-retie/>, 2024, accedido: 2026-05-06.
- [77] V. Johnsson, M. Tolsgaard, O. B. Petersen *et al.*, “Building low-cost simulators for invasive ultrasound-guided procedures using the V-model,” *Advances in Simulation*, vol. 8, p. 14, 2023.
- [78] A. Naddeo, N. Cappetti, and C. D’Oria, “Novel procedure for simultaneously determining the optimal shapes of ergonomic medical devices,” *Work*, vol. 59, no. 3, pp. 435–447, 2018.
- [79] M. W. Gilbertson and B. W. Anthony, “Ergonomic control strategies for a handheld force-controlled ultrasound probe,” in *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Vilamoura, Portugal, 2012, pp. 1284–1291.

- [80] Automotive Industry Action Group (AIAG), *Measurement Systems Analysis: Reference Manual*, 4th ed., Automotive Industry Action Group, Southfield, Michigan, USA, 2010, método de medias y rangos para estudios Gage R&R.
- [81] R. K. Burdick, C. M. Borror, and D. C. Montgomery, *Design and Analysis of Gauge R&R Studies: Making Decisions with Confidence Intervals in Random and Mixed ANOVA Models*. Philadelphia, Pennsylvania: ASA-SIAM Series on Statistics and Applied Probability, 2005.
- [82] *ISO 5725-1: Accuracy (Trueness and Precision) of Measurement Methods and Results*, International Organization for Standardization Std., 1994.
- [83] Qualtrics, “¿qué es la Voz del Cliente (VoC)?” <https://www.qualtrics.com/es/gestion-de-la-experiencia/cliente/voz-del-cliente/>, accedido: 12-11-2025.
- [84] A. Tandon, B. Cobb, J. Centra, E. Izmailova, N. V. Manyakov, S. McClenahan, S. Patel, E. Sezgin, S. Vairavan, B. Vrijens, J. P. Bakker, and Digital Health Measurement Collaborative Community, “Human factors, human-centered design, and usability of sensor-based digital health technologies: Scoping review,” *Journal of Medical Internet Research*, vol. 26, p. e57628, 2024.
- [85] P. Carayon, A. Schoofs Hundt, B.-T. Karsh, A. P. Gurses, C. J. Alvarado, M. Smith, and P. Flatley Brennan, “Work system design for patient safety: The SEIPS model,” *Quality and Safety in Health Care*, vol. 15, no. Suppl 1, pp. i50–i58, 2006.
- [86] R. A. Linsenmeier and A. Saterbak, “Forty years of biomedical engineering education,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 6, pp. 1713–1719, 2020.
- [87] N. Cross, *Engineering Design Methods: Strategies for Product Design*, 4th ed. Chichester, England: John Wiley & Sons, 2008.
- [88] Y. Akao, *Quality Function Deployment: Integrating Customer Requirements into Product Design*. Cambridge, MA: Productivity Press, 1990.
- [89] G. Altshuller, *And Suddenly the Inventor Appeared: TRIZ, the Theory of Inventive Problem Solving*. Worcester, MA: Technical Innovation Center, 1996.
- [90] S. F. Beckert and W. S. Paim, “Critical analysis of the acceptance criteria used in measurement systems evaluation,” *International Journal of Metrology and Quality*

- Engineering*, vol. 8, p. 23, 2017. [Online]. Available: [https://www.metrology-journal.org/articles/ijmqe/full\\_html/2017/01/ijmqe170028/ijmqe170028.html](https://www.metrology-journal.org/articles/ijmqe/full_html/2017/01/ijmqe170028/ijmqe170028.html)
- [91] Pixart Imaging Inc., *PAN3101DB Low Cost CMOS Optical Mouse Sensor Datasheet*, Pixart Imaging Inc., n.d., datasheet. [Online]. Available: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/333236/PIXART/PAN3101DB.html>
- [92] *Arduino Uno Rev3 Official Documentation*, Arduino, 2023, accedido en 2025. [Online]. Available: <https://docs.arduino.cc/hardware/uno-rev3>
- [93] *Arduino Nano Technical Specifications*, Arduino, 2023, accedido en 2025. [Online]. Available: <https://docs.arduino.cc/hardware/nano>
- [94] *ESP32-WROOM-32 Datasheet v3.2*, Espressif Systems, 2023, accedido en 2025. [Online]. Available: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf)
- [95] Python Software Foundation, “Python 3.10 – documentación oficial,” <https://docs.python.org/3.10/>, 2021, accedido: mayo 2025.
- [96] Kivy Organization, “Kivy – open source python framework for rapid development of applications,” <https://kivy.org/doc/stable/>, accedido: mayo 2025.
- [97] NumPy Developers, “NumPy – the fundamental package for scientific computing with python,” <https://numpy.org/doc/stable/>, accedido: mayo 2025.
- [98] Pillow Contributors, “Pillow – python imaging library (fork),” <https://pillow.readthedocs.io/en/stable/>, accedido: mayo 2025.
- [99] C. Liechti, “PySerial – serial port access for the python programming language,” <https://pyserial.readthedocs.io/en/latest/>, accedido: mayo 2025.
- [100] SciPy Developers, “SciPy – fundamental algorithms for scientific computing in python,” <https://docs.scipy.org/doc/scipy/>, accedido: mayo 2025.
- [101] OpenCV Team, “OpenCV – open source computer vision library,” <https://docs.opencv.org/4.8.0/>, accedido: mayo 2025.
- [102] F. W. Kremkau, *Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments*, 9th ed. Elsevier, 2015.

- [103] T. L. Szabo, *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*, 2nd ed. Academic Press, 2014.
- [104] C. M. Rumack and D. Levine, Eds., *Diagnostic Ultrasound*, 5th ed. Philadelphia, PA: Elsevier, 2018, 2-Volume Set.
- [105] P. R. Hoskins, K. Martin, and A. Thrush, Eds., *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment*, 2nd ed. Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2010.
- [106] D. C. Montgomery, *Introduction to Statistical Quality Control*, 6th ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2009.
- [107] —, *Design and Analysis of Experiments*, 8th ed. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons, 2012.
- [108] S. B. Vardeman and E. S. VanValkenburg, “Two-way random-effects analyses and gauge R&R studies,” *Technometrics*, vol. 41, no. 3, pp. 202–211, 1999.
- [109] National Institute of Standards and Technology, “Engineering statistics handbook,” NIST, Gaithersburg, USA, Tech. Rep., 2013. [Online]. Available: <https://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>
- [110] R. Hartley and A. Zisserman, *Multiple View Geometry in Computer Vision*, 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2003.
- [111] D. Velasco, “11 semanas de embarazo el bebe mide 4 cm y nacerÁ el 10 de septiembre de 2025,” <https://www.youtube.com/watch?v=OAJEWSsIaHc>, 2025, accedido el 28 de abril de 2026.
- [112] joseymyrian, “Nuestro bebe de 13 semanas.. !!!es niÑo!!!,” <https://www.youtube.com/watch?v=2Ne39xtG4Is>, 2011, accedido el 28 de abril de 2026.