



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

---

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**Desarrollo de simuladores  
didácticos interactivos para  
la enseñanza de  
procedimientos médicos**

**MATERIAL DIDÁCTICO**

Que para obtener el título de

**Ingeniero Mecatrónico**

**P R E S E N T A N**

Diego Reyes Castillo

Gabriel Tovar Herrera

**ASESOR DE MATERIAL DIDÁCTICO**

M.I. Serafín Castañeda Cedeño



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2026



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



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

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado DESARROLLO DE SIMULADORES DIDACTICOS INTERACTIVOS PARA LA ENSEÑANZA DE PROCEDIMIENTOS MEDICOS que presenté para obtener el título de INGENIERO MECATRÓNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

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

---

**GABRIEL TOVAR HERRERA**  
Número de cuenta: 318064037



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



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

De acuerdo con lo anterior, manifiesto que el trabajo escrito titulado DESARROLLO DE SIMULADORES DIDACTICOS INTERACTIVOS PARA LA ENSEÑANZA DE PROCEDIMIENTOS MEDICOS que presenté para obtener el título de INGENIERO MECATRÓNICO es original, de mi autoría y lo realicé con el rigor metodológico exigido por mi Entidad Académica, citando las fuentes de ideas, textos, imágenes, gráficos u otro tipo de obras empleadas para su desarrollo.

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

---

**DIEGO REYES CASTILLO**  
Número de cuenta: 318152051

# Índice

Índice.....	2
Introducción.....	4
Justificación.....	5
Objetivo general.....	5
Metodología de diseño.....	6
1. Capítulo 1. Simulador de punción arterial	
1.1 Objetivo particular .....	7
1.2 Antecedentes.....	7
1.3 Definición del problema.....	9
1.4 Requerimientos.....	9
1.5 Generación de conceptos.....	10
1.6 Selección de componentes.....	11
1.7 Prototipo.....	13
1.8 Validación técnica.....	19
1.9 Conclusiones .....	20
2. Capítulo 2. Simulador de dilatación cervical y maniobras de Leopold	
2.1 Objetivo particular .....	20
2.2 Antecedentes.....	20
2.3 Definición del problema.....	21
2.4 Requerimientos.....	22
2.5 Generación de conceptos.....	23
2.6 Selección de componentes.....	24
2.7 Prototipo.....	25
2.8 Interfaz de operación.....	29
2.9 Conclusiones .....	31
3. Capítulo 3. Maniquí de simulación clínica	
3.1 Objetivo particular .....	32
3.2 Antecedentes.....	32
3.3 Definición del problema.....	33
3.4 Requerimientos.....	33
3.5 Simulador de frecuencia cardiaca .....	35
3.5.1 Requerimientos específicos del subsistema .....	36

3.5.2	Selección de componentes.....	36
3.5.3	Desarrollo de prototipo.....	36
3.6	Simulador de frecuencia respiratoria .....	38
3.6.1	Requerimientos específicos del subsistema .....	39
3.6.2	Selección de componentes.....	39
3.6.3	Desarrollo de prototipo.....	40
3.6	Simulación de sensibilidad a la luz .....	43
3.7.1	Requerimientos específicos del subsistema .....	43
3.7.2	Selección de componentes.....	43
3.7.3	Desarrollo de prototipo.....	45
3.6	Simulador de sensibilidad al tacto .....	47
3.6.1	Requerimientos específicos del subsistema .....	48
3.6.2	Selección de componentes.....	48
3.6.3	Desarrollo de prototipo.....	48
3.7	Conclusiones .....	54
Bibliografía .....		55

## Introducción

La simulación es un modelo funcional que pretende ser exacto o muy cercano a las características, funciones y comportamientos de un sistema o proceso real. Las simulaciones se emplean en la investigación, educación, el entretenimiento y la industria comercial, una de las principales razones para recrear un entorno es debido a que no se pone en peligro a nadie. (Keenan, 2025). Es por ello que debido a las múltiples aplicaciones y las áreas que abarca han empezado a tener gran relevancia en los últimos años.

En el área de la salud, la simulación clínica se ha consolidado como una herramienta de gran importancia en la formación de profesionales del área de la salud, ya que permite recrear escenarios médicos en entornos controlados, lo que favorece al aprendizaje práctico sin comprometer la seguridad del paciente. A través de modelos didácticos y sistemas interactivos, los estudiantes pueden desarrollar habilidades técnicas, toma de decisiones y confianza clínica antes de enfrentarse a situaciones reales.

Según Jeffries y Clochesy (2012) citado por Rojas (2022), existen diversos enfoques dentro de la simulación clínica que permiten recrear experiencias realistas. Uno de ellos es la *simulación híbrida*, que combina el uso de un simulador físico con la participación de un *paciente estandarizado (PE)*, es decir, un actor capacitado para representar de manera precisa el rol del paciente, siguiendo un diagnóstico clínico determinado. También existe la *simulación de un caso de nuevo*, la cual se caracteriza por presentar situaciones clínicas impredecibles en cuanto a tiempo y desarrollo, permitiendo la inclusión de múltiples eventos durante el ejercicio. *La simulación in situ*, esta se lleva a cabo en entornos clínicos reales, como hospitales o consultorios. Finalmente, la *simulación virtual*, utiliza entornos tridimensionales generados por computadora donde se puede interactuar con pacientes virtuales en diferentes escenarios y elementos del mundo real.

Los simuladores clínicos también pueden clasificarse según su nivel de fidelidad. Los de **baja fidelidad** son modelos estáticos con un nivel mínimo de realismo, empleados principalmente para el desarrollo de habilidades psicomotoras básicas y para la enseñanza anatómica a modo didáctico. En un nivel intermedio se encuentran los simuladores de **fidelidad media**, que combinan estructuras anatómicas con sistemas computarizados que permiten controlar ciertas variables clínicas. Finalmente, los simuladores de **alta fidelidad** representan de forma avanzada al cuerpo humano y están integrados con software programable que posibilita escenarios clínicos complejos. Estos simuladores permiten trabajar no solo en la ejecución técnica, sino también en el desarrollo del pensamiento crítico, el trabajo en equipo y la respuesta ante situaciones críticas. “El término de alta fidelidad no hace referencia solo al nivel de tecnología de maniquí, sino a la recreación de un entorno realista del ámbito profesional.” (Raurell-Torredà, M., & Gómez-Ibañez, R., 2017).

Recientemente los simuladores de alta fidelidad han tomado más relevancia debido a su capacidad de interacción con los estudiantes mientras son controlados por computadora y recrean la atención a un paciente en su entorno clínico. Estos dispositivos permiten la integración de casos médicos complejos y escenarios poco frecuentes que difícilmente pueden ser practicados en pacientes reales. Sin embargo, su costo elevado limita su adquisición por parte de instituciones educativas.

El presente trabajo, desarrollado bajo la modalidad de **titulación por apoyo a la docencia**, tiene como finalidad el diseño y desarrollo de simuladores didácticos interactivos orientados a la enseñanza de procedimientos médicos específicos. El proyecto integra sistemas electrónicos, mecánicos e hidráulicos con el fin de reproducir condiciones clínicas realistas y funcionales.

Se desarrollan tres simuladores con enfoque en el área médica: un simulador de punción arterial para prácticas de gasometría, un simulador de paciente embarazada que permite recrear el proceso de dilatación cervical y maniobras obstétricas, y un simulador tipo maniquí con respuestas fisiológicas programables.

A lo largo de este documento se describe el proceso de diseño, los requerimientos técnicos, la generación de conceptos, el desarrollo de prototipos y la fabricación de los simuladores funcionales.

## **Justificación**

El desarrollo de simuladores enfocados en el área médica es una herramienta fundamental para la formación de personal de salud, ya que la enseñanza de procedimientos médicos requiere no solo de conocimiento teórico, sino también del desarrollo de habilidades prácticas. Los simuladores permiten la realización de procedimientos en escenarios controlados con comportamientos semejantes a la realidad, ofreciendo la oportunidad de practicar sin poner en riesgo la integridad de un paciente real.

Este proyecto busca proporcionar un recurso didáctico que permita reforzar habilidades técnicas antes del contacto clínico directo, favoreciendo la accesibilidad de recursos para la enseñanza médica, contribuyendo a la formación de profesionales de la salud mejor preparados, lo que en un futuro busca lograr una atención médica más segura y de mayor calidad. Por lo anterior, el desarrollo de simuladores didácticos interactivos es una propuesta de alto valor formativo dentro del contexto educativo actual.

## **Objetivo general**

Diseñar simuladores clínicos de alta fidelidad que representen de manera realista escenarios médicos, mediante la implementación de sistemas electrónicos y mecánicos, con el fin de reforzar el aprendizaje práctico en la enseñanza de procedimientos clínicos.

## **Metodología de diseño**

El desarrollo de los simuladores didácticos interactivos se llevó a cabo mediante una metodología de diseño de ingeniería orientada a la creación de productos mecatrónicos funcionales con aplicación educativa médica. Este enfoque permitió estructurar el proceso, asegurando que cada etapa del desarrollo respondiera a necesidades reales.

Como primera etapa, se realizó la identificación de necesidades a partir del análisis de los procedimientos médicos seleccionados y de las limitaciones existentes en los recursos. Posteriormente, se definió el problema específico que cada simulador debía resolver. Con base en lo anterior, se determinaron los requerimientos técnicos y operativos, considerando aspectos como realismo, seguridad, funcionalidad, facilidad de mantenimiento y viabilidad económica. Estos requerimientos sirvieron como criterio para la generación de diferentes propuestas conceptuales.

En la etapa de generación de conceptos, se plantearon diversas alternativas de solución, evaluando su factibilidad técnica y compatibilidad con los recursos disponibles. Posteriormente, se seleccionó la alternativa más adecuada para cada simulador, priorizando el cumplimiento de los requerimientos establecidos.

Finalmente, se procedió al desarrollo del prototipo funcional, integrando sistemas mecánicos, electrónicos e hidráulicos según el caso. Una vez ensamblados los dispositivos, se realizaron pruebas de funcionamiento para verificar el cumplimiento de los objetivos planteados y realizar los ajustes necesarios.

## Capítulo 1. Simulador de punción arterial

### 1.1 Objetivo particular

Desarrollar un simulador clínico de alta fidelidad para la obtención de muestras de sangre arterial destinadas a pruebas de gasometría, dirigido a estudiantes del área de la salud y personal clínico en formación, como médicos internos y enfermeras. El propósito es mejorar la técnica, precisión y seguridad con la que se realiza este procedimiento, permitiendo una práctica repetitiva y controlada antes de su aplicación en pacientes reales.

### 1.2 Antecedentes

#### Gasometría arterial

La gasometría arterial (GA) es una prueba diagnóstica que permite analizar el estado ácido-base, la oxigenación y la ventilación de una persona a partir de una muestra de sangre arterial, la cual se obtiene mediante la punción directa o a través de un catéter arterial permanente, una vez obtenida la muestra, debe analizarse lo antes posible y mantenerse en condiciones adecuadas (generalmente refrigeración, no congelación) para evitar alteraciones en los valores medidos (Ballesteros et al., 2020).

La importancia de este análisis radica en la información proporcionada, ya que permite comprender los trastornos respiratorios, proporcionar información sobre la gravedad, pronóstico y tratamiento de dichas enfermedades (Balzanelli et al., 2023).

#### Punción arterial

La punción arterial es un procedimiento médico que se lleva a cabo para la recolección de una muestra de sangre, el sitio de punción se selecciona en función de la accesibilidad de la arteria (identificada previamente mediante la palpación de la amplitud de pulso) y a otros criterios clínicos que dependen tanto del paciente como de quien realiza el procedimiento, los sitios más comunes donde se realiza la punción arterial son en la arteria radial, la arteria braquial y la arteria femoral (Ballesteros et al., 2020).

Para el desarrollo de este modelo se seleccionó la arteria radial, ya que su ubicación facilita el acceso tanto para la palpación como para la extracción de sangre, por ello, únicamente se hará énfasis en el procedimiento de la punción arterial en la arteria radial.

El procedimiento para la obtención de la muestra arterial consiste en lo siguiente:

1. Colocar la extremidad en un ángulo de 45 grados sobre un respaldo plano con el fin de lograr una hiperextensión en la muñeca.
2. Localizar el sitio de punción palpando el pulso de la arteria.
3. Mientras se continúa palpando el pulso, llevar a cabo la punción con la mano dominante colocando la aguja adaptada a la jeringa con un ángulo de 45 grados en sentido contrario al flujo sanguíneo.
4. Al extraer la muestra, retirar la jeringa y comprimir con una gasa limpia y seca colocada ligeramente por encima del sitio de la punción, se recomienda comprimir durante 3 minutos para evitar complicaciones.(Cortés-Telles et al., 2019).

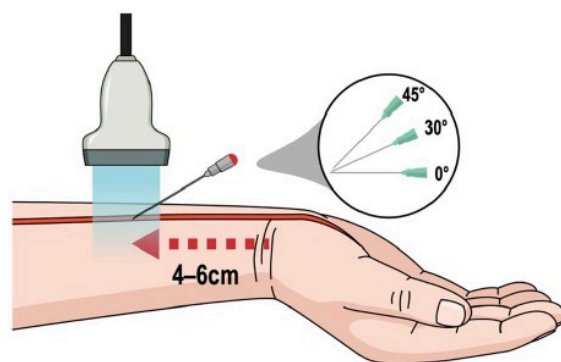


Figura 1. Posicionamiento de la mano en la punción arterial

### Flujo sanguíneo y presión arterial

El flujo sanguíneo es el movimiento de sangre a través de un vaso sanguíneo u órgano, y se define como el volumen de sangre que circula por unidad de tiempo. Este flujo ocurre en dirección del gradiente de presión, es decir, de una zona de mayor presión hacia una de menor presión; siendo el corazón el encargado de realizar el bombeo de la sangre a alta presión gracias a la contracción de los ventrículos.

Las arterias son las encargadas de transportar la sangre del corazón a los órganos, por lo tanto, la presión arterial se define como la fuerza ejercida por la sangre contra las paredes de los vasos sanguíneos. (Facultad de Medicina, UNAM, s.f.)

### 1.3 Definición del problema

La toma de muestra de sangre arterial es un procedimiento clínico que, aunque común, requiere precisión y habilidad técnica. Si no se realiza correctamente, pueden presentarse complicaciones como hematomas, sangrado excesivo, dolor e incluso trombosis (formación de coágulos en la arteria). Uno de los principales retos durante su ejecución es la localización exacta de la arteria y la correcta inserción de la aguja, lo cual depende del conocimiento anatómico y destreza (Cortés-Telles et al., 2019).

Actualmente, los estudiantes de ciencias de la salud enfrentan limitaciones para practicar este procedimiento en condiciones seguras, ya que su aprendizaje suele estar restringido a demostraciones o prácticas directas con pacientes. Esta situación puede generar inseguridad, errores y riesgos tanto para el paciente como para el estudiante. Por ello, se identifica la necesidad de contar con un recurso didáctico que permita a los estudiantes desarrollar y reforzar sus habilidades a través de la práctica repetitiva en un entorno controlado, antes de enfrentarse a situaciones clínicas reales.

### 1.4 Requerimientos

De acuerdo con el procedimiento de la punción arterial radial, el modelo a desarrollar debe contener las siguientes características para la simulación de un escenario con condiciones semejantes a la realidad:

- Proporciones anatómicas semejantes al brazo humano.
- Material con propiedad táctil similar a la del tejido humano.
- Integración de sistema que simule el flujo sanguíneo.
- Sistema que permita regular amplitud y frecuencia del flujo sanguíneo.
- Diseño que facilite el mantenimiento y la limpieza del modelo.

A partir de estas características, se seleccionan los siguientes requerimientos (tabla 1) y se propone una jerarquía respecto a su importancia, donde 0 es el valor mínimo y 10 el valor máximo.

Requerimiento	Importancia
Proporciones	6
Material parecido al tejido humano	7
Simulación del flujo sanguíneo	9
Regular amplitud y frecuencia del flujo sanguíneo	10
Fácil mantenimiento y limpieza	7

Tabla 1. Requerimientos del simulador de punción arterial.

## 1.5 Generación de conceptos

Se propone emplear un servomotor acoplado a un sistema de biela-manivela ya que este permite a partir de un movimiento circular obtener un movimiento lineal en el pistón (Figura 2). Este será responsable de impulsar el fluido a través del sistema. La frecuencia del flujo sanguíneo puede ser controlada gracias a la velocidad del servomotor, mientras que la amplitud variará gracias al ángulo total de desplazamiento del servomotor.

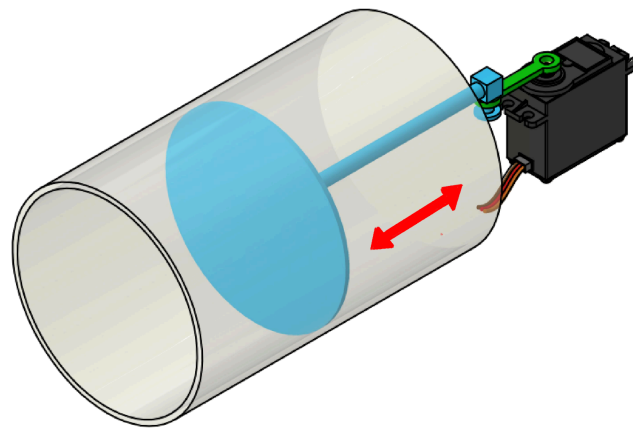


Figura 2. Modelo CAD del primer sistema propuesto para impulsar el fluido

La segunda propuesta consiste en usar una bomba hidráulica acoplada a un servomotor, en donde la bomba es controlada con PWM (modulación por ancho de pulso), la cual permitirá regular la frecuencia y la cantidad de fluido impulsado, simulando el flujo sanguíneo (Figura 3). A su vez, el servomotor sería el encargado de modular la amplitud del pulso, mediante la restricción del conducto por donde fluye el líquido.

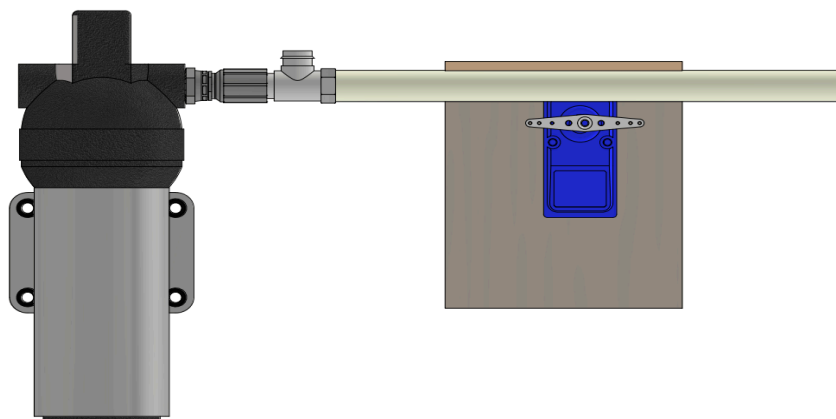


Figura 3. Modelo CAD del segundo sistema propuesto para impulsar el fluido

Respecto a ambos conceptos planteados, el primero de ellos implica un ensamblaje mecánico lo que podría requerir un mayor mantenimiento debido al desgaste de las piezas móviles. El segundo concepto reduce la complejidad del sistema, además de que el uso de la bomba permite mayor flexibilidad para simular condiciones de frecuencia y amplitud. Esto puede implicar un costo ligeramente mayor debido a la cantidad de componentes electrónicos, sin embargo, la necesidad de cumplir con los requerimientos de la mejor manera posible, hace que se vea el segundo concepto como más viable.

## 1.6 Selección de componentes

### Bomba de agua

La bomba utilizada (Figura 4) en el proyecto opera bajo el principio de succión y presión para circular el líquido a través del sistema (no es sumergible). Su voltaje de alimentación va desde los 6V a 12V en corriente directa, su consumo de corriente es de aproximadamente 0.25A. Su flujo máximo es de  $1.8L \pm 0.1L/min$  y una presión de agua de trabajo de 0.3MPa.



Figura 4. Bomba de agua (UNIT Electronics, 2025)

### Servomotor

El servomotor empleado (Figura 5) en este proyecto es un servomotor MG996R de alto torque. Estos pueden rotar de  $0^\circ$  hasta  $180^\circ$ , su voltaje de operación va desde los 4.8 a 7.2 V en corriente directa. El servomotor tiene un consumo de corriente de 80 a 350 mA sin carga, con carga puede consumir hasta 1000mA. El control del servomotor se realiza con una señal digital con un periodo de 20ms (50Hz).



Figura 5. Servomotor MG996R (SANDOROBOTICS, 2025)

## Microcontrolador

Para la selección de un microcontrolador se comparan varias opciones populares en el mercado. Debido a las características analizadas en la tabla 2, se selecciona el ESP32 DEVKIT V1 como el microcontrolador que se utiliza para el desarrollo del simulador de gasometría arterial debido a su gran capacidad de procesamiento, las dimensiones de menor tamaño que posee a comparación de los otros microcontroladores y su relación costo-beneficio.

	<b>ESP32 DEVKIT V1</b>	<b>Arduino Nano Matter</b>	<b>Arduino Uno Rev3</b>
<b>Voltaje de alimentación</b>	5V DC	5V DC	7-12V DC
<b>Voltaje de operación</b>	3.3 V DC	3.3 V	5V
<b>Consumo de energía</b>	5 $\mu$ A (modo suspensión)	40 mA	50 mA
<b>Pin GPIO</b>	24	22	14
<b>Pin ADC</b>	2 (12 bits)	4 (12 bits)	No posee
<b>Arquitectura</b>	32 bits	32 bit	8 bits
<b>Memoria RAM</b>	520 KB	256 KB	2 kB
<b>Frecuencia de reloj</b>	240 MHz	78 MHz	16 MHz
<b>Dimensiones</b>	52mm x 28.5mm x 15mm	82mm x 26mm x 60mm	68.6 mm x 53.3mm
<b>Precio</b>	\$129.00 mxn	\$476.00 mxn	\$ 561.00 mxn

Tabla 2. Comparación de microcontroladores

## Módulo LM2596

El módulo LM2596 es un dispositivo el cual regula el voltaje de entrada a partir de una fuente de alimentación con un voltaje mayor. El LM2596 Regulador Step Down 25W 3A (Figura 6) es un circuito electrónico que tiene la capacidad de regular o disminuir el voltaje de entrada de un circuito a partir de una fuente de alimentación con un voltaje mayor. Posee una corriente de hasta 3A, voltaje de entrada 4 a 35V y voltaje de salida de 2 a 28V. El voltaje de salida se selecciona mediante un trimpot. A su vez, tiene una potencia de salida de 25W.

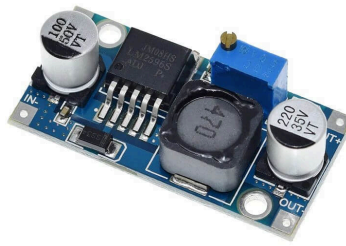


Figura 6 Módulo LM2596 (UNIT Electronics, 2025)

## 1.7 Prototipo

### Diagrama hidráulico

El diagrama (Figura 7) representa un esquema de un sistema hidráulico cerrado diseñado para simular el flujo sanguíneo.

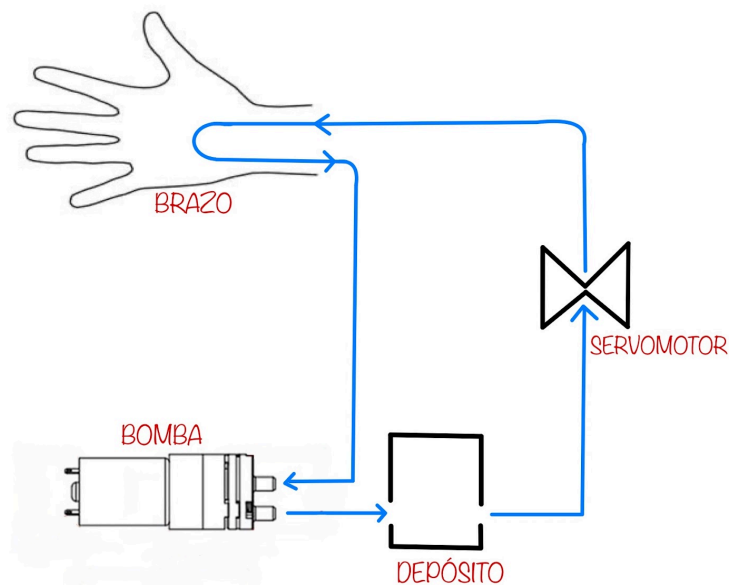


Figura 7. Diagrama hidráulico del sistema

El sistema inicia con una bomba que impulsa el fluido (simulando la sangre) a través de todo el sistema. El fluido pasa primero al depósito/respirador que funciona como reserva del fluido y también ayuda a mantener una presión adecuada dentro del sistema durante el bombeo. Después, el fluido es conducido hacia un servomotor que realiza la función de válvula, ya que modula el paso del fluido comprimiendo el conducto, lo que permite variar la amplitud del flujo. Posteriormente, el fluido llega al brazo de látex, en ella el personal de salud o estudiante realizará la punción; gracias a la presión generada se puede percibir el pulso. Finalmente, el fluido termina su recorrido llegando a la bomba.

## Diagrama de conexiones

El sistema (figura 8) se alimenta con un conector de entrada jack 3.5mm el cual se alimenta con 12V de corriente directa, esta se distribuye de manera directa a la bomba y al módulo LM2596, encargado de reducir el voltaje de 12V a 5V necesarios para alimentar al microcontrolador ESP32.

El microcontrolador brinda una salida de 3.3V que se utiliza para la alimentación de los potenciómetros, un potenciómetro controla la frecuencia de activación de la bomba y otro regula la apertura del servomotor, estas variables se muestran en los leds, de tal forma que aumenta su intensidad de luz según el giro de los potenciómetros.

Profundizando en la bomba que es alimentada directamente con 12V, el encendido y apagado de esta se realiza con un transistor NPN Tip41, la base del transistor se conecta a una salida PWM del microcontrolador a través de una resistencia de  $330\Omega$ . En paralelo con la bomba se localiza un diodo de protección cuya función es proteger al circuito. Además, se tiene un led el cual indica el estado de activación de la bomba.

El servomotor se conecta a través de sus 3 líneas de operación 5V, GND y la señal de PWM que se conecta directamente al motor. El servomotor modula el flujo del fluido, actuando como válvula del sistema. Sumado a esto se tiene un led que indica el funcionamiento del servomotor. Por último, vale la pena mencionar que se tiene una tierra en común en todo el sistema

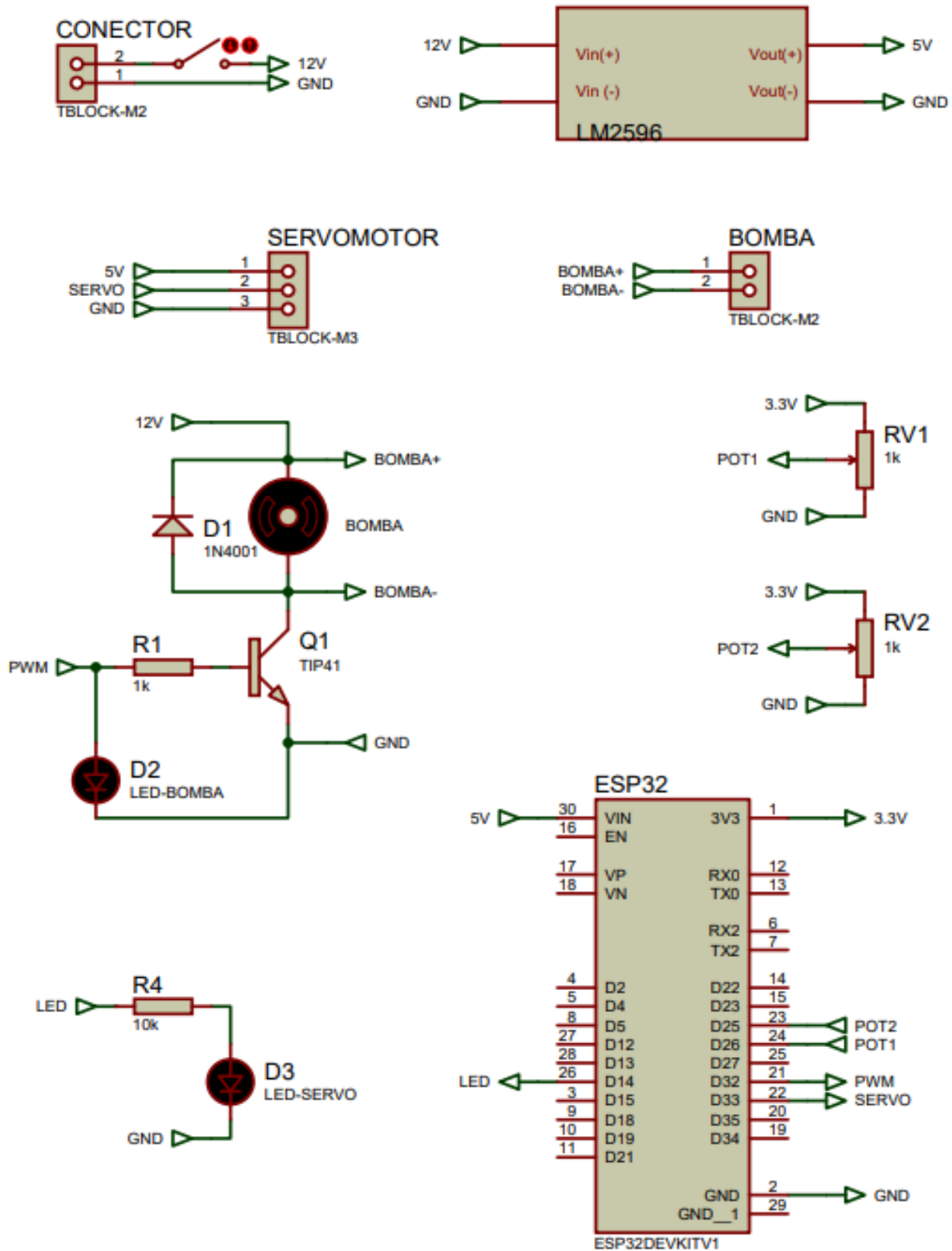


Figura 8. Diagrama de conexiones del sistema

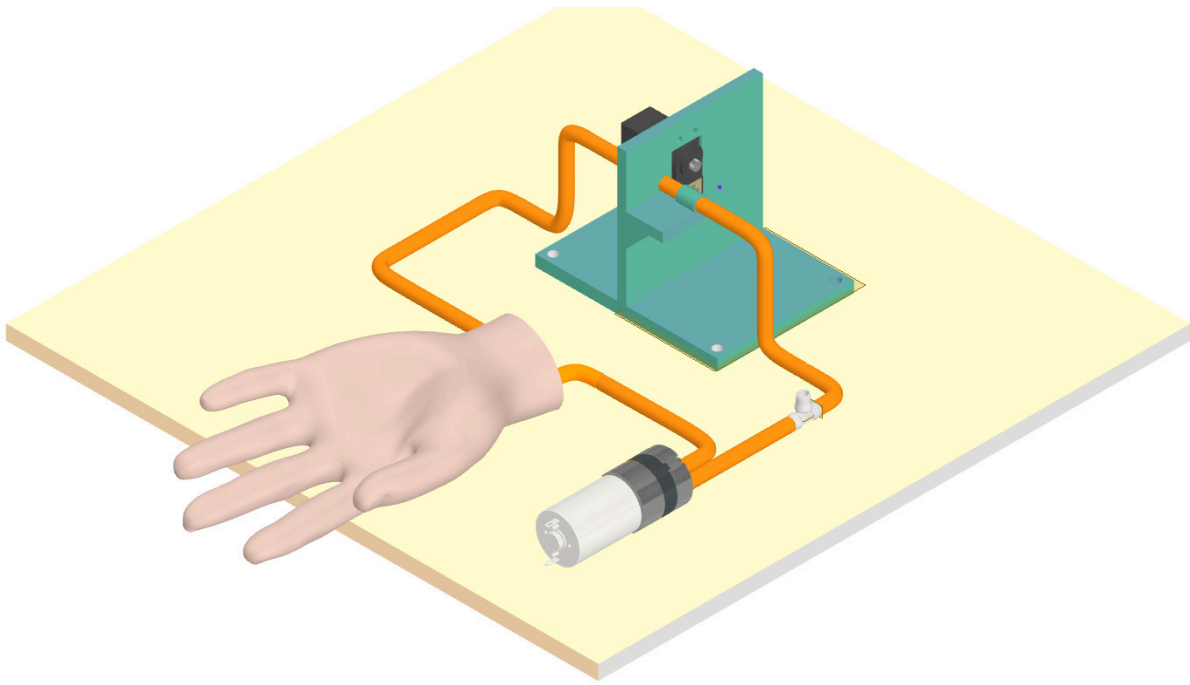


Figura 9. Modelo CAD del prototipo planteado

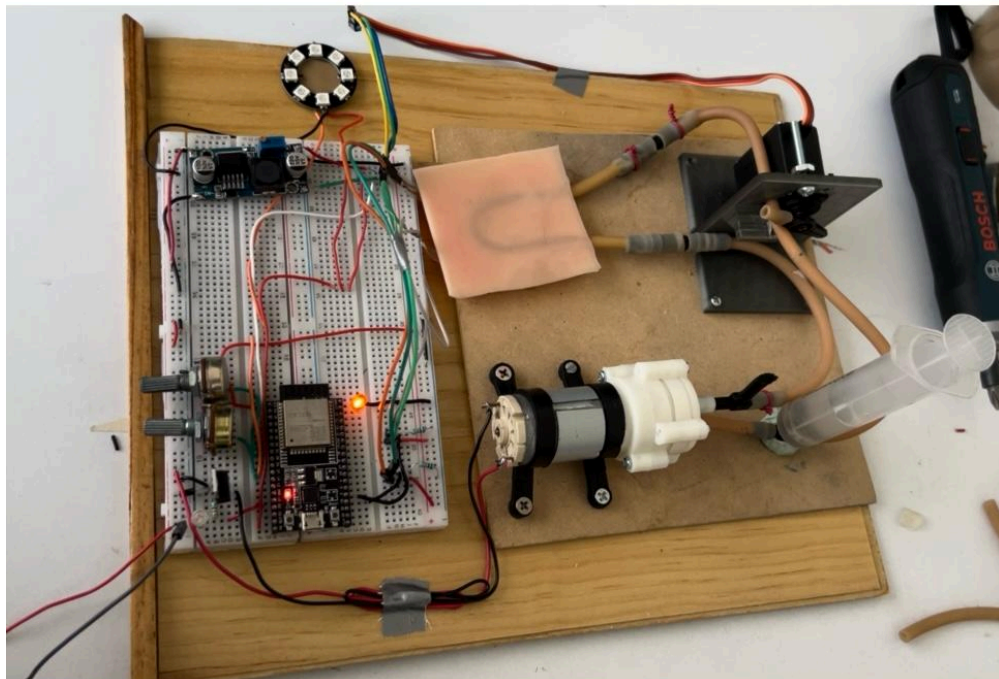


Figura 10. Primer prototipo funcional

A partir del modelo CAD (Figura 9) y del diagrama de conexiones (Figura 8), se desarrolló un prototipo funcional en el que se integraron los componentes mecánicos y electrónicos, con el propósito de realizar pruebas iniciales de funcionamiento. Para esta etapa no fue necesario el uso del modelo final del brazo; únicamente se utilizó un segmento del mismo con el fin de verificar la circulación del fluido y asegurar un flujo constante a través de la manguera.

El sistema electrónico se montó sobre una placa de pruebas para evaluar su desempeño antes de proceder con el diseño de una placa soldada. Una vez comprobado el funcionamiento adecuado del sistema en conjunto (incluyendo los subsistemas electrónico, mecánico e hidráulico) se inició el desarrollo del modelo funcional en su versión final.

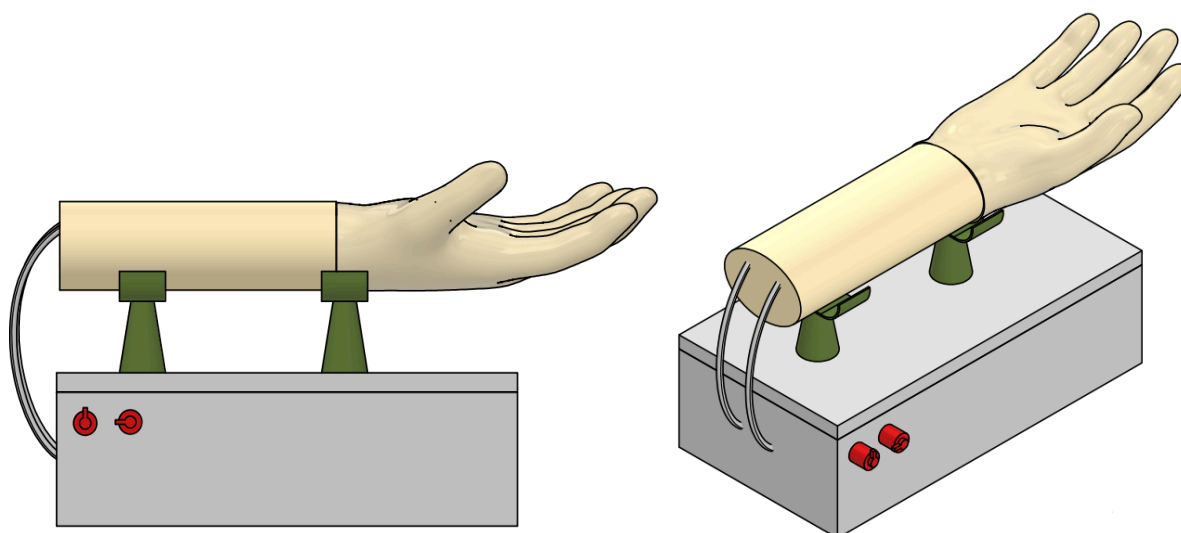


Figura 11. Modelo CAD del prototipo final



Figura 12. Modelo funcional en su versión final

En la figura 12 se muestra un modelo funcional del simulador para las prácticas de punción arterial. El sistema está compuesto por una mano de látex anatómicamente correcta, esto con la finalidad de que la práctica sea lo más realista posible en un entorno controlado. Debajo de la mano de látex se tiene una estructura rígida con surcos donde pasa una manguera también de látex que une por medio de conectores el lado del antebrazo hacia el gabinete, esto con el fin de que, en caso que la manguera se vea desgastada por el uso se puede sustituir por una nueva con facilidad. En un costado del mismo se encuentran dos potenciómetros con los cuales se controla la frecuencia e intensidad con la que la bomba funciona simulando el pulso cardíaco.

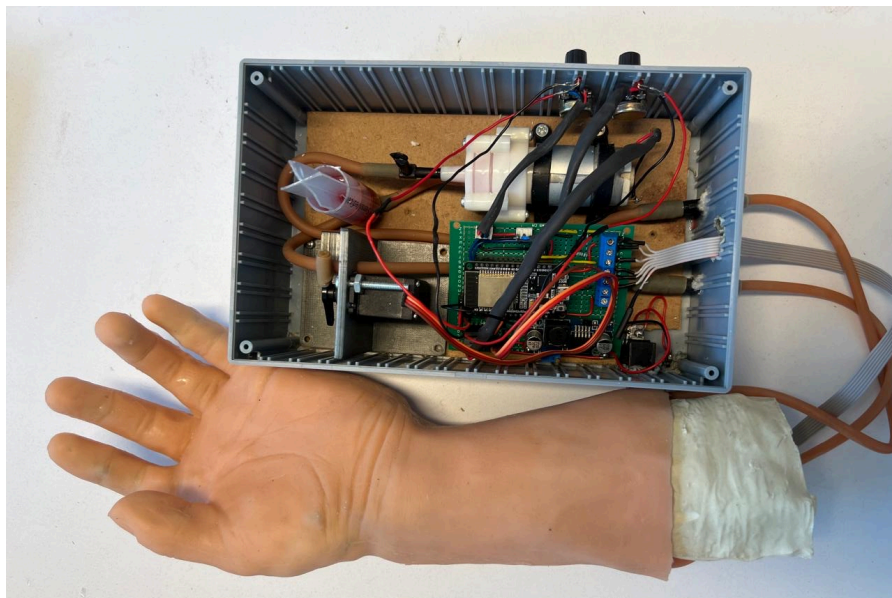


Figura 13. Vista interna del gabinete

En el gabinete es donde se localiza todo para que el prototipo funcione, dentro se encuentra toda la electrónica montada sobre una placa soldada, donde se integran los elementos de procesamiento y acondicionamiento de señales, también se halla dentro el microcontrolador y el depósito/respirador donde se halla el líquido que simula la sangre (Figura 13). El gabinete permite dar mantenimiento de forma sencilla además de llenar el compartimiento en caso de que se agote.

## **1.8 Validación técnica**

Una vez desarrollado el prototipo funcional se llevó a cabo un proceso de evaluación en colaboración con personal académico de la Facultad de Medicina, con el objetivo de determinar si el comportamiento del prototipo reproducía de manera adecuada las condiciones fisiológicas esperadas.

Durante las pruebas, los docentes verificaron que al realizar la palpación de la arteria simulada se generaba la sensación del pulso y este era congruente con la percepción táctil de un pulso arterial humano. También realizaron pruebas de punción con jeringa, verificando que se obtuviera el fluido que representaba la sangre. A partir de las pruebas realizadas se proporcionó una retroalimentación, lo que permitió realizar ajustes en la configuración del sistema hidráulico y en la programación del control electrónico, con el propósito de mejorar la intensidad del pulso y regular el flujo del fluido extraído.

Posteriormente, se presentó una versión ajustada del simulador para su revisión final, obteniendo la aprobación por parte del personal académico. Como resultado de esta validación, se consideró viable la implementación del modelo final para su uso en actividades académicas dentro de la Facultad de Medicina.

## **1.9 Conclusiones**

A partir de los requerimientos establecidos, se diseñó e implementó un simulador clínico de alta fidelidad para la obtención de muestras de sangre arterial, el cual integra elementos mecánicos y electrónicos. Este sistema permite reproducir características fundamentales del procedimiento, tales como proporciones anatómicas semejantes a las de un brazo humano y una simulación adecuada del flujo sanguíneo, logrando así una experiencia de aprendizaje realista.

El desarrollo del simulador cumplió con el objetivo de proporcionar una herramienta funcional para la formación del personal del área de la salud, contribuyendo a mejorar la técnica y precisión en la ejecución del procedimiento. Asimismo, permite la práctica repetitiva y controlada antes de su aplicación en pacientes reales, reduciendo los riesgos que conllevan.

Finalmente, la implementación de este simulador demuestra la importancia de integrar este tipo de tecnologías en la enseñanza, ya que fortalecerán el aprendizaje práctico y la adquisición de competencias clínicas de manera segura y eficiente.

## Capítulo 2. Simulador de Dilatación Cervical y maniobras de Leopold

### 2.1 Objetivo Particular

Desarrollar un simulador clínico de alta fidelidad que reproduzca la dilatación del cuello uterino durante el trabajo de parto y permita realizar las maniobras de Leopold, con el fin de ofrecer condiciones semejantes a un entorno clínico. Dirigido a estudiantes del área de la salud y personal clínico en formación, permitiendo una práctica segura de sus habilidades obstétricas.

### 2.2 Antecedentes

#### Trabajo de parto

También conocido como labor de parto, es el proceso en el cual se presentan contracciones uterinas, acompañadas de borramiento y dilatación cervical, lo cual permite el paso del feto a través del canal de parto (Harrington, s.f.). El borramiento cervical se refiere al adelgazamiento progresivo del cuello uterino debido a la presión que genera el descenso del feto por la pelvis. Una vez que el cuello uterino comienza a borrarse comienza la etapa conocida como dilatación, en la cual ocurre su apertura, la dilatación se mide en centímetros y puede ir de 0 a 10 (Figura 14).



Figura 14. Borramiento y dilatación del cuello uterino

El trabajo de parto se divide en tres etapas: la primera etapa comienza en el momento en que el cuello uterino comienza a dilatarse, la segunda etapa comienza con la dilatación cervical completa, es decir, de 10 centímetros y termina con la expulsión del feto. La tercera etapa abarca desde el parto y concluye con la expulsión de la placenta. (Ratcliffe et al., 2008).

## Maniobras de Leopold

Las maniobras de Leopold son un método sistemático de la palpación abdominal que se utiliza para evaluar la posición, la presentación y el encaje fetal durante el tercer trimestre del embarazo. Esta técnica no es invasiva y es de bajo costo, además es crucial para guiar el manejo obstétrico, detectar presentaciones anómalas que pueden aumentar el riesgo de partos vaginales complicados o cesáreas. (Superville & Siccardi, 2024)

Las maniobras de Leopold se pueden catalogar en cuatro según Rodríguez-Díez et al. (2013): la primera maniobra se trata del fondo uterino; la segunda la posición fetal; la tercera maniobra llamada presentación; y por último la cuarta maniobra, también conocida como maniobra del peloteo cefálico o encajamiento. En cada una de las maniobras las manos se posicionan de forma distinta (Figura 15).

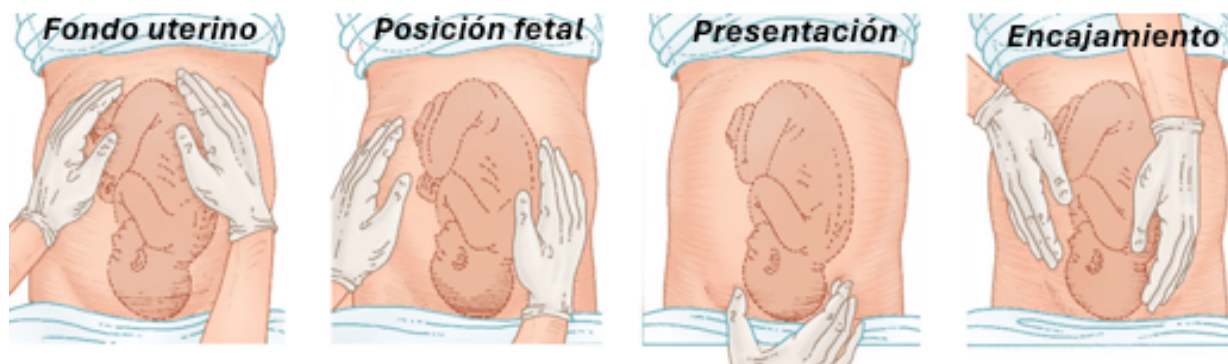


Figura 15. Maniobras de Leopold

### 2.3 Definición del problema

La práctica de procedimientos obstétricos durante el trabajo de parto presentan limitaciones importantes en el ámbito académico. La práctica de técnicas como el tacto vaginal, la evaluación de la dilatación cervical y de las maniobras de Leopold dependen en su mayoría de la disponibilidad de pacientes que se encuentren en labor de parto. Esta situación limita la repetición continua de las prácticas y puede llegar a generar un aprendizaje escaso en el área y ocasionar una inseguridad al estudiante.

Por otra parte, los simuladores de fácil accesibilidad presentes en el mercado no permiten la variación progresiva de la dilatación cervical, lo que reduce la funcionalidad para instituciones educativas. Es por ello que existe la necesidad de desarrollar un simulador con fines didácticos que permita un aprendizaje seguro y repetitivo.

## 2.4 Requerimientos

Para el desarrollo del simulador fue proporcionado un modelo con dimensiones semejantes al del cuerpo de una persona embarazada, el cual integra una cámara web con el fin de observar su manipulación por parte del personal de salud. También se proporcionó dos modelos con dimensiones semejantes al de un feto momentos antes del parto (Figura 16).



Figura 16. Modelo proporcionado para el desarrollo del simulador

Estos modelos permitirán el desarrollo de un simulador de paciente embarazada el cual deberá tener las siguientes características:

- El sistema debe permitir el cambio de la dilatación del cuello uterino en un rango de 0 a 10 [cm], así como permitir evaluar esa dilatación de forma táctil .
- Ofrecer una retroalimentación visual interna mediante la cámara integrada.
- Debe posibilitar la ejecución de maniobras de Leopold y permitir la detección de latidos del feto mediante un sistema de audio.
- El simulador debe ser manipulado a través de un programa que integre una interfaz intuitiva.

A partir de las características del simulador se plantean los siguientes requerimientos (tabla2) y se les asigna su nivel de importancia, donde 0 es el valor mínimo y 10 el valor máximo.

Requerimiento	Importancia
Sistema de dilatación variable	10
Retroalimentación visual	8
Sistema de audio	6
Interfaz intuitiva	10

Tabla 2. Requerimientos del simulador de dilatación cervical y maniobras de Leopold

## 2.5 Generación de conceptos

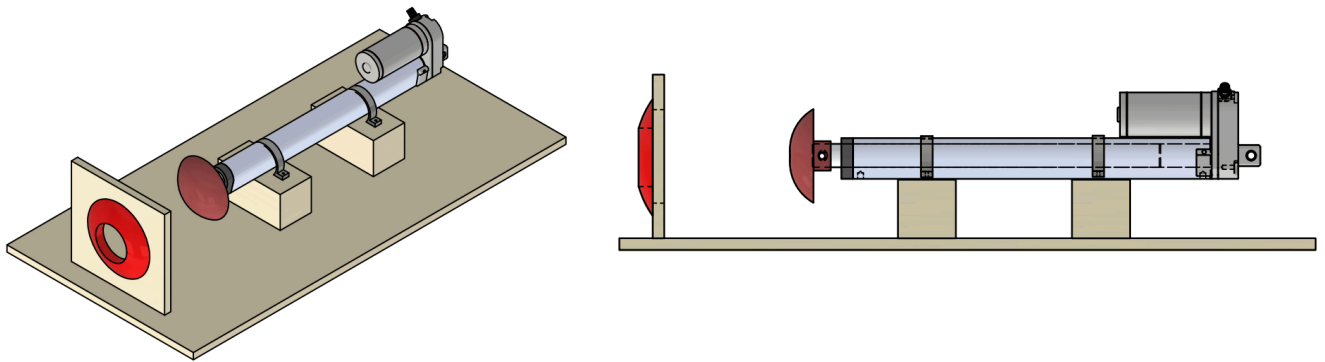


Figura 17. Modelo CAD del prototipo planteado

A partir de los requerimientos y con el objetivo de cumplirlos se propone un sistema que consiste en un actuador lineal (figura 17) debido a que este proporciona un movimiento preciso, evitando así la integración de un sistema mecánico que convierte el movimiento rotacional en lineal, el actuador se extenderá hasta lograr una dilatación de 10 [cm] y se contrae hasta la dilatación de 1 [cm], además podrá ser colocado en alguna dilatación intermedia a través de la interfaz.

Para la dilatación del cuello uterino se emplea un elemento flexible (ubicado en el extremo izquierdo de la figura 17) como una pieza de látex debido a la elasticidad que tiene y la deformación al que este estará sometido constantemente. Gracias a sus propiedades el material recupera su forma original cuando el actuador se contrae y este se extiende junto al actuador. Se diseña con una geometría circular con un orificio central y se monta de manera fija dentro de la estructura del simulador.

## 2.6 Selección de componentes

### Actuador lineal

El actuador lineal seleccionado (figura 18) se trata de un motorreductor de corriente directa de 12V, este emplea un tornillo sin fin para mover un eje hacia adelante y hacia atrás a lo largo de su longitud. A su vez, posee un potenciómetro que tiene vinculado la posición del eje para su uso en sistemas que requieran retroalimentación; su velocidad a 12V con carga máxima es de 12.3 [mm/s] y tiene una capacidad de carga nominal de 500 N. Su longitud de carrera nominal es de 15.2 [cm].

Este actuador fue seleccionado debido a su longitud de carrera, ya que permitirá lograr una dilatación de hasta 10 [cm] sin mecanismos adicionales.



Figura 18. Actuador lineal (Amazon, 2026)

### Puente H L298N

El puente H seleccionado (figura 18) para cambiar la dirección del actuador lineal es el L298N Módulo Driver Motor a pasos debido a su capacidad de manejar tensiones de hasta 46V y corrientes de 2A. Además, tiene la capacidad de protegerse a sí mismo y a los actuadores contra sobrecorrientes y sobrecalentamientos, esto es esencial para actuadores de alta potencia. Se seleccionó por disponibilidad, robustez y compatibilidad con el microcontrolador.

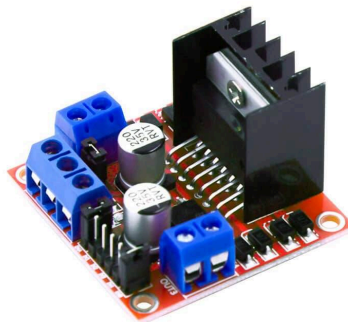


Figura 18. Puente H (UNIT Electronics, 2025)

Como se expuso en la sección del simulador de gasometría, la selección de componentes coincide con la utilizada en este proyecto, tanto para el microcontrolador y el módulo LM2596 ya que dichos elementos cumplieron con los criterios requeridos, además de demostrar un desempeño óptimo para el proyecto.

## 2.7 Prototipo

El desarrollo del simulador parte del modelo anatómico de mujer embarazada previamente proporcionado, el cual cuenta con dimensiones realistas y una cavidad interna que representa el espacio uterino. En el interior del modelo se encuentra un elemento con geometría semiesférica hueca, similar a un embudo con dos orificios de distintos tamaños. Este componente presenta comportamiento retráctil, ya que al aplicar presión desde su parte interna es posible modificar el diámetro de uno de los orificios, característica que fue aprovechada para simular el proceso de dilatación cervical.

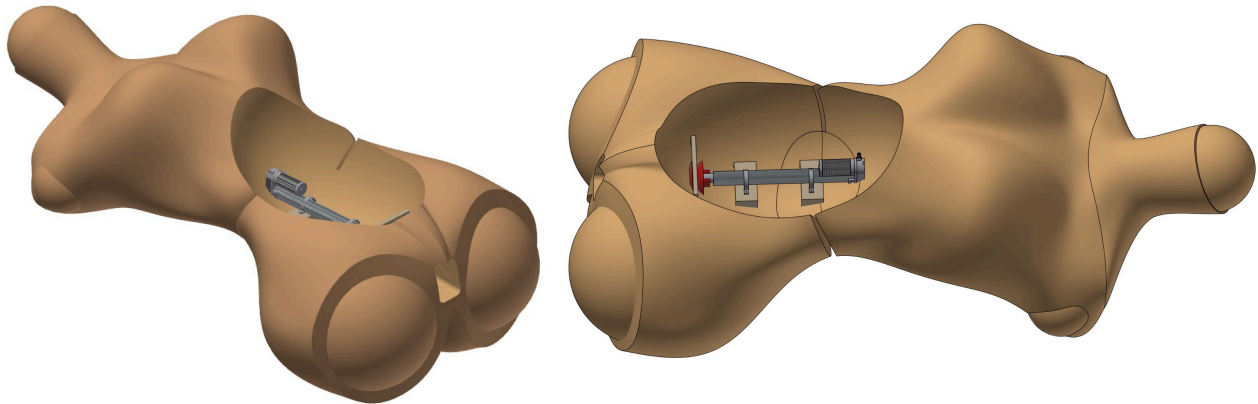


Figura 19. Modelo CAD del prototipo

El prototipo desarrollado (figura 20) está conformado por el modelo, el cual se recubre de látex con el fin de imitar la textura de la piel humana. Para generar el movimiento controlado de dilatación, se colocó en el interior el actuador lineal eléctrico disponible en el laboratorio, en el extremo del actuador se acopló una cabeza circular diseñada para ejercer presión sobre la estructura tipo embudo, provocando la expansión progresiva del orificio que simula el cuello uterino.

El control del desplazamiento del actuador se realizó mediante el microcontrolador y el puente H, permitiendo la extensión y retracción del sistema. La selección del nivel de dilatación se lleva a cabo a través de una interfaz gráfica, la cual envía la señal correspondiente al sistema de control. La cámara integrada permite verificar visualmente el grado de dilatación alcanzado, facilitando la evaluación del procedimiento realizado por el estudiante.

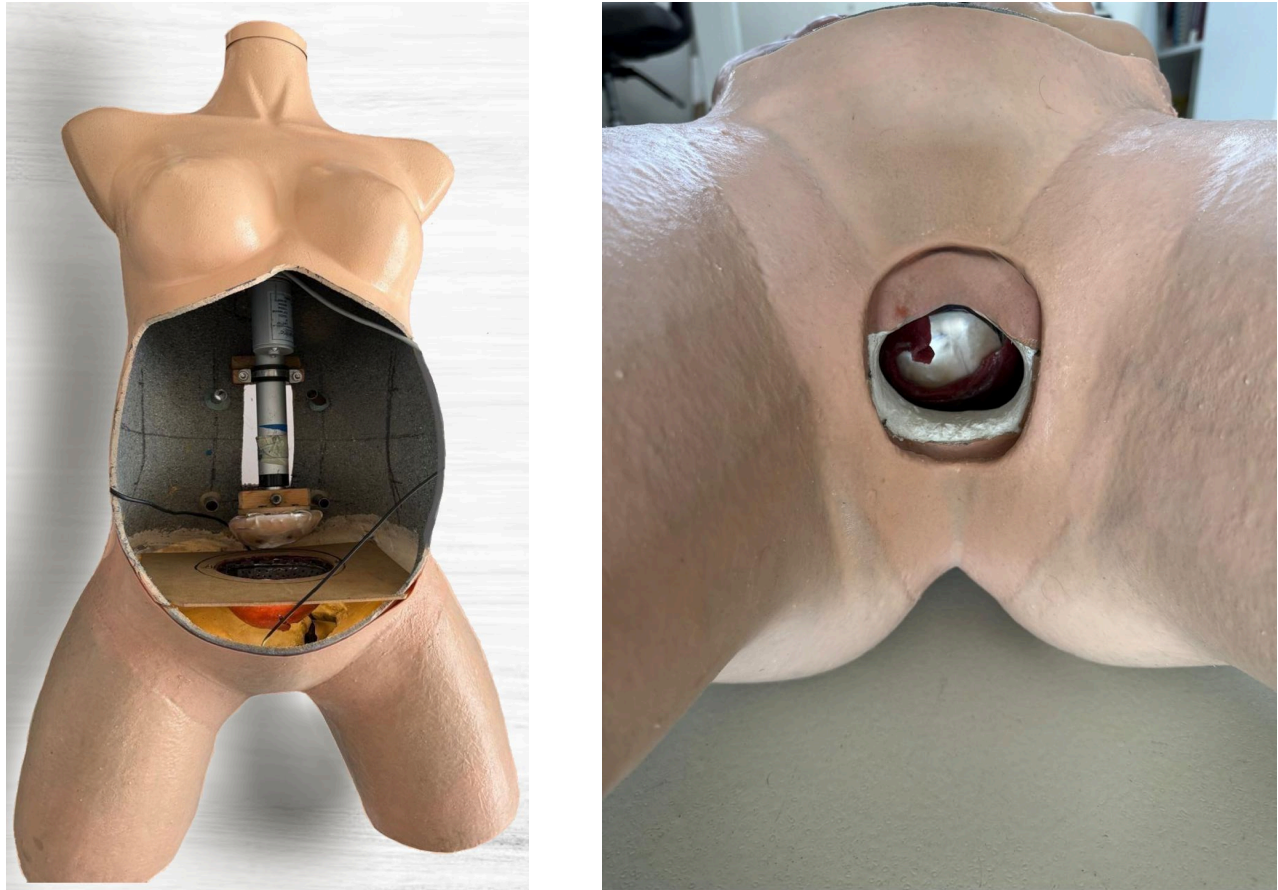


Figura 20. Simulador de dilatación cervical desarrollado

Para la simulación de las maniobras de Leopold, se incorporó una base ubicada sobre el sistema de dilatación, destinada a la colocación de los modelos fetales. A dichos modelos se les integró una bocina capaz de reproducir sonidos, los cuales simulan la frecuencia cardíaca fetal, activados desde la interfaz en la sección correspondiente. Esto permite complementar la exploración abdominal con la inspección auditiva, favoreciendo la experiencia didáctica.

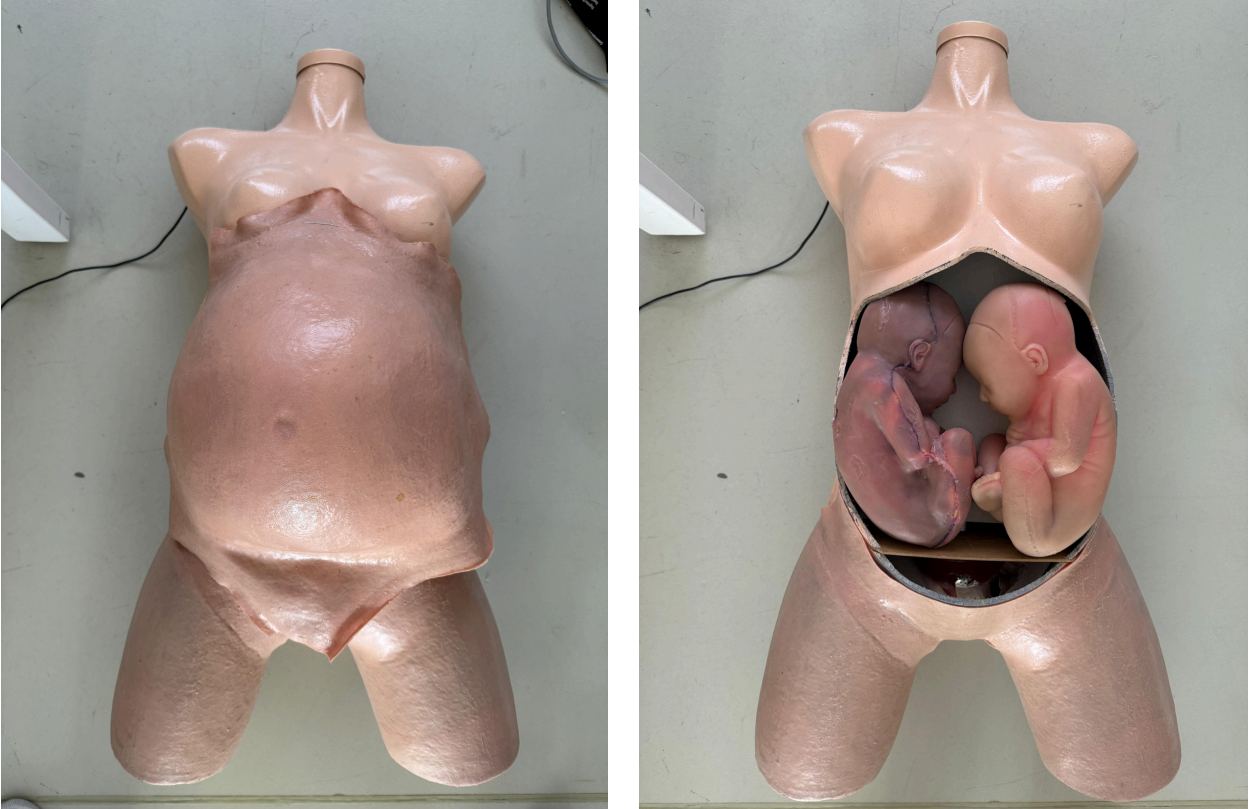


Figura 21. Sección del simulador para maniobras de leopold

De esta manera, el concepto final integra un sistema de dilatación controlada, un sistema electrónico de accionamiento y control, y una interfaz interactiva que coordina tanto la simulación táctil como la auditiva, conformando un simulador clínico para la enseñanza obstétrica.

#### Diagrama de conexiones

La alimentación principal del sistema (figura 22) consta de 12V en corriente directa. Este voltaje es utilizado para el funcionamiento óptimo del actuador lineal. A partir de la fuente de 12V se emplea un reductor de voltaje LM2596 para obtener un voltaje de 5V.

El ESP32 es alimentado con 5V por medio del pin VIN, desde el ESP32 se generan dos señales digitales las cuales determinan el sentido del giro del motor mediante el puente H L298.

Profundizando en el puente H este recibe 12V para alimentar el actuador, señales de sentido de giro como se mencionó provenientes del microcontrolador y dos salidas que se conectan en las terminales del actuador, esto ayuda a tener los diferentes niveles de dilación.

El potenciómetro que tiene el actuador varía su resistencia conforme cambia la posición del eje, esta señal analógica es procesada por el microcontrolador para determinar la posición del actuador lineal.

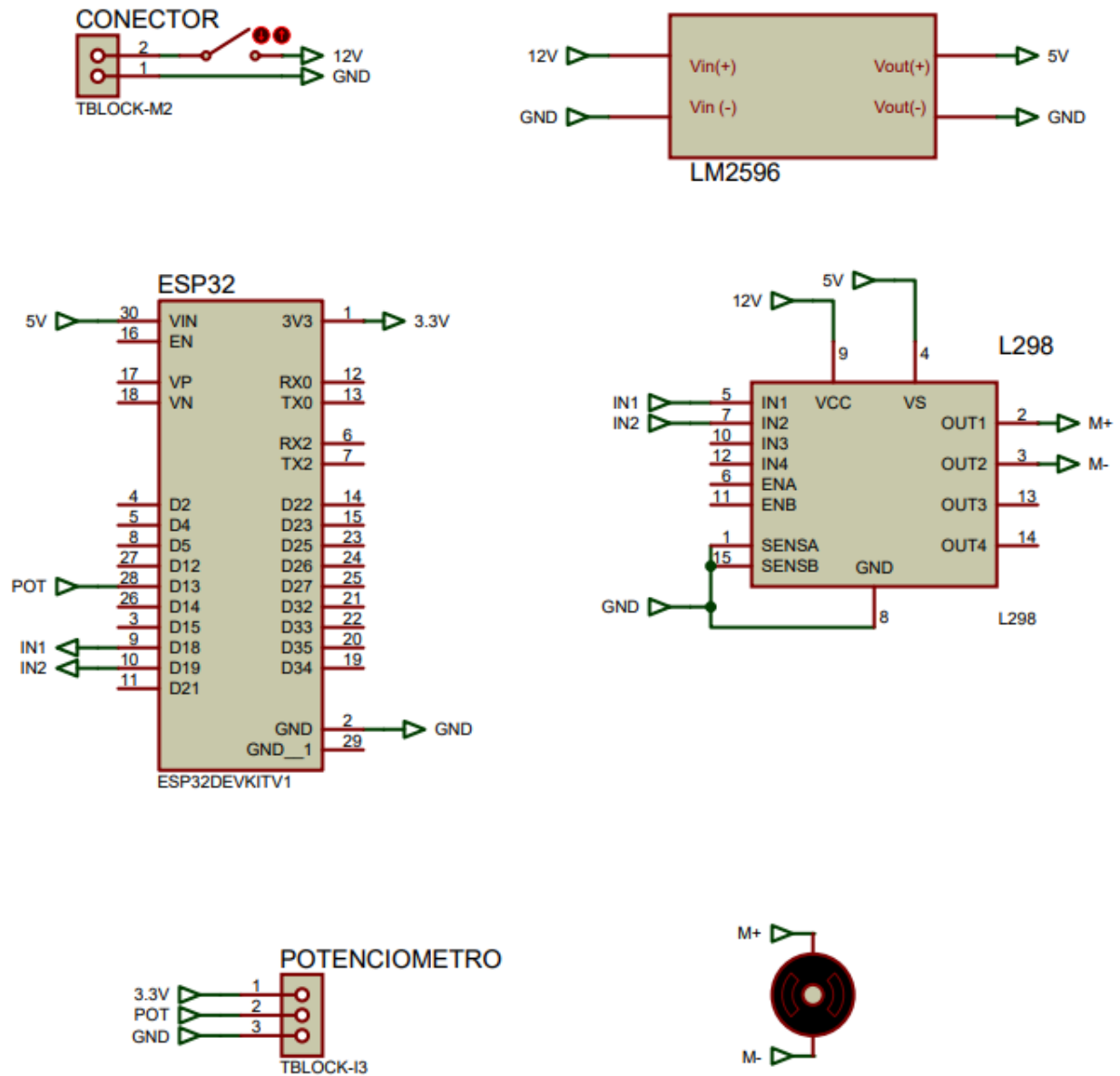


Figura 22. Diagrama de conexiones del simulador

## 2.8 Interfaz de operación

La interfaz consta de un menú principal (figura 23) en el que se encuentra un botón de “alto”, su función es detener el programa. En el lado izquierdo se observa un área donde se le solicita al usuario un nombre de usuario previamente validado y una contraseña. Si estos datos no están registrados, no se le dará acceso al programa. Cuando se ingresan el usuario y contraseña correctas aparecen dos botones que al ser presionados conducen a dos interfaces de *Dilatación* y de *Maniobras*, respectivamente. Por último, del lado derecho existe una ventana que brinda los posibles errores existentes.

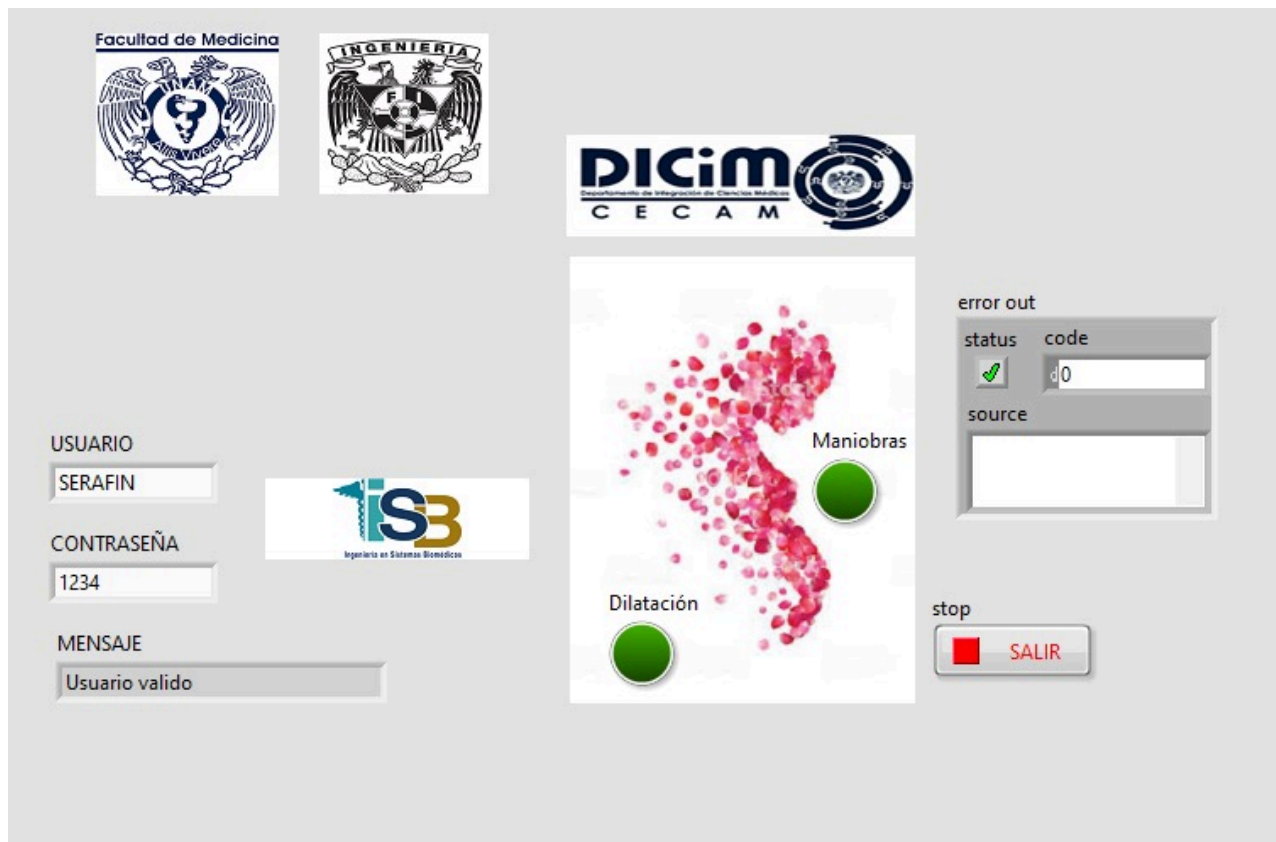


Figura 23. Pantalla principal de la interfaz

La interfaz de *Dilatación* (figura 24) posee dos divisiones, del lado izquierdo se puede controlar el nivel de dilatación, también posee una luz piloto que indica si la computadora está conectada con el microcontrolador ESP32 por medio de bluetooth, cuando esta esté prendida indica que se puede interactuar con el actuador y poder simular los diferentes tipos de dilatación cervical. Para poder cambiar la dilatación que se tiene en el simulador, se debe mover la barra de desplazamiento indicando un número del 0 al 10 y después apretar el botón verde “enter”. Cuando el actuador haya realizado el recorrido deseado el microcontrolador mandará un mensaje al cuadro de texto “estado” y se iluminará por unos segundos la segunda luz piloto.

Para interactuar con la cámara se debe asegurar que esta esté conectada por medio del cable USB a la computadora. Para visualizar una imagen se debe presionar el botón “Cámara”, si se desea guardar una imagen se debe presionar el botón “Capturar”, de igual modo para grabar video es necesario presionar el botón “Grabar”. El video se guardará en la ruta que se observa en la parte inferior de la división del lado derecho.

Del lado derecho de la interfaz de *Dilatación* al tomar una captura esta se visualizará en la ventana de imagen. Adicionalmente, al presionar el botón “Medir” se abrirá una nueva pestaña en donde se puede medir la dilatación cervical que se tiene, cuando se cierre la pestaña, la imagen se guardará con la línea trazada y del lado inferior aparecerá el tamaño de la recta. Para finalizar, se puede regresar al menú principal presionando el botón “Regresar”.



Figura 24. Interfaz para controlar la dilatación cervical

La interfaz de *Maniobras* (figura 25) consta de dos controladores para la reproducción de sonidos prenatales. Las luces testigo “Conexión” señalan que las bocinas están conectadas por medio de bluetooth a la computadora. Las barras deslizadoras ayudan a regular el volumen con el que las bocinas reproducen los archivos de audio. Las luces testigo “Reproduciendo” se encienden o apagan según el estado de los botones “Reproducir” además, estos habilitan o deshabilitan la emisión de música.

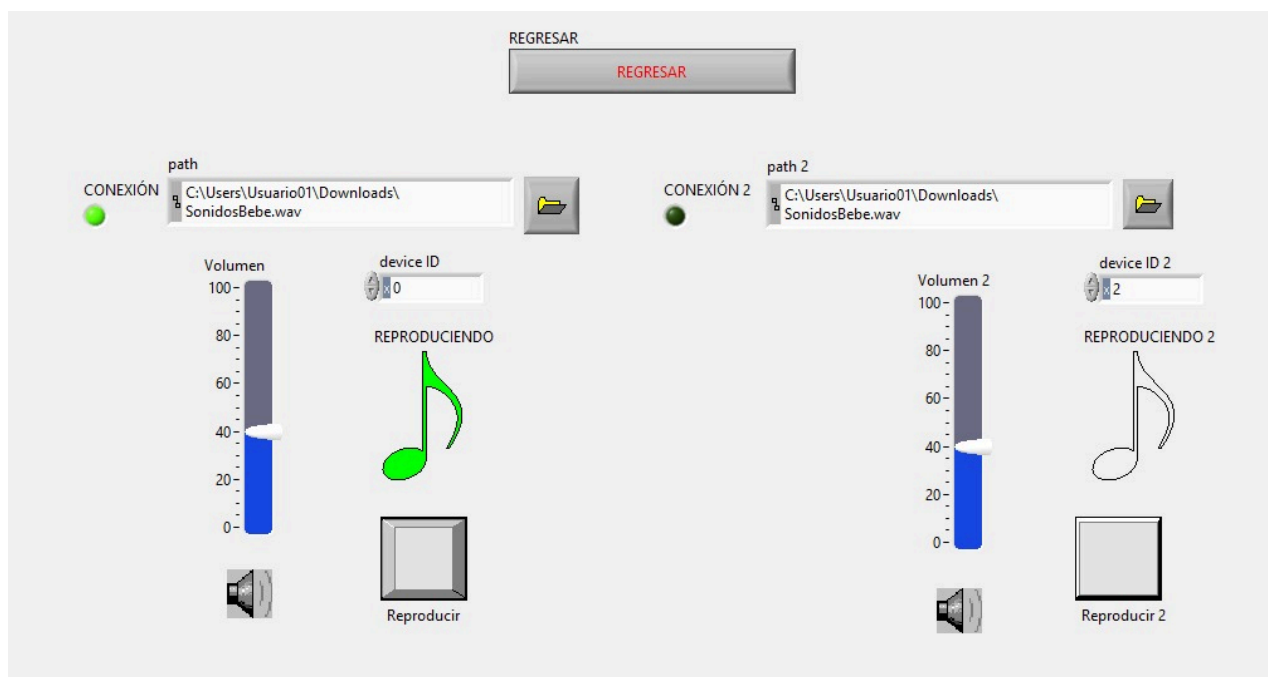


Figura 25. Interfaz para el control del sistema de audio

## 2.9 Conclusiones

Se desarrolló un simulador clínico de alta fidelidad orientado a la evaluación de la dilatación cervical y a la ejecución de las maniobras de Leopold, dando respuesta a la problemática de la dependencia de pacientes en trabajo de parto para la enseñanza práctica. Este desarrollo cumple con el objetivo de permitir la realización de prácticas repetitivas en un entorno controlado, favoreciendo el fortalecimiento de habilidades clínicas en estudiantes y personal médico en formación.

El simulador reproduce de manera progresiva la dilatación del cuello uterino, lo que facilita la comprensión del proceso de trabajo de parto y la evaluación del mismo. El prototipo está conformado por un sistema electromecánico, encargado de generar la simulación de la dilatación, y una interfaz diseñada para su uso en la docencia, permitiendo un control adecuado y una interacción intuitiva por parte del usuario.

De esta manera, el simulador consigue ser una herramienta eficaz para la práctica de procedimientos obstétricos, ya que permite el desarrollo de habilidades sin comprometer la integridad de los pacientes reales. Gracias a eso, su implementación aporta a una mejor formación académica.

## Capítulo 3. Maniquí de simulación clínica

### 3.1 Objetivo Particular

Llevar a cabo la instrumentación de un maniquí de simulación clínica, capaz de simular funciones fisiológicas como la frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria, así como responder a estímulos físicos y visuales, mediante la implementación de sensores y actuadores, con el fin de servir como simulador de entrenamiento para estudiantes y personal del área de la salud.

### 3.2 Antecedentes

Un maniquí en el ámbito médico es una herramienta que sirve para realizar simulaciones de escenarios clínicos, generalmente con proporciones semejantes al del cuerpo humano completo o secciones específicas como el torso del paciente. Su propósito principal es brindar al estudiante la capacidad de poner en práctica sus conocimientos y habilidades en un ambiente controlado, ofreciendo una variedad de escenarios similares a la realidad. Existen una amplia variedad de maniquíes en la medicina, los cuales se clasifican según su funcionalidad y fidelidad. Entre los más comunes se encuentran: maniquí para cuidados de enfermería, maniquí para práctica de RCP (Reanimación Cardiopulmonar), maniquí para intubación, maniquí pediátrico y neonatal, maniquí avanzado de simulación clínica, entre otros (Baily, 2025).

Los maniquíes avanzados de simulación clínica son modelos a escala humana con la capacidad de reproducir algunas de las funciones fisiológicas, permiten representar una amplia gama de escenarios clínicos ya que permiten simular la respiración, presentan pulso cardíaco y algunos de ellos responden a estímulos y tratamientos, lo que ofrece una práctica y aprendizaje más completo (Baily, 2025).



Figura 26. Maniquí de simulador avanzado HAL S5301

### 3.3 Definición del problema

Los avances tecnológicos han permitido un aumento en el desarrollo de simuladores clínicos, por lo que se han convertido en una herramienta fundamental en la formación de profesionales del área de la salud. Sin embargo, la gran mayoría de simuladores están enfocados en la práctica de procedimientos específicos o partes de cuerpo aisladas, lo que limita la integración de funciones fisiológicas en un mismo entorno. Esto reduce la eficacia del aprendizaje experimental, principalmente en el reconocimiento de signos vitales y respuestas corporales ante estímulos, lo que puede ofrecer una representación incompleta de un procedimiento o caso a practicar.

Ante esta problemática, surge la necesidad de desarrollar un maniquí de simulación clínica funcional e instrumentado que integre funciones fisiológicas representativas del cuerpo humano, permitiendo una interacción más completa entre el personal de salud y el maniquí, brindando un entrenamiento más realista.

### 3.4 Requerimientos

El Departamento de Ingeniería en Sistemas Biomédicos proporcionó el maniquí mostrado en la Figura 27, el cual servirá como base para llevar a cabo la instrumentación correspondiente.

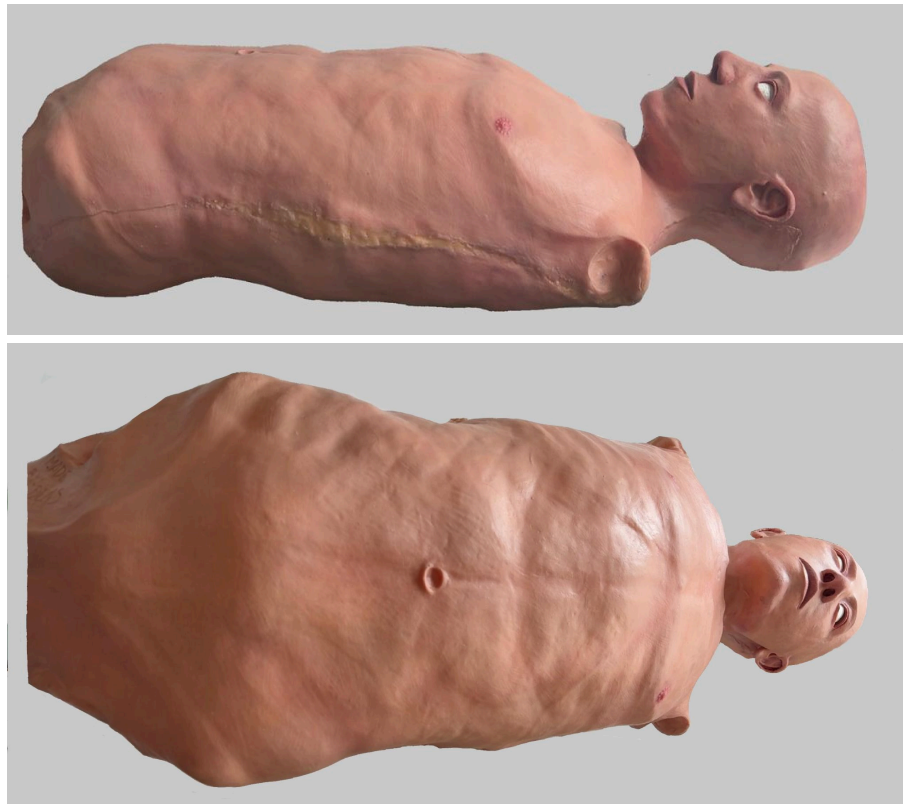


Figura 27. Maniqui proporcionado

El maniquí cuenta con dimensiones semejantes a las del cuerpo humano y presenta una estructura anatómica incompleta al no contar con las 4 extremidades, está recubierto de un material tipo latex con el objetivo de ofrecer una sensación táctil similar a la del cuerpo humano. En la parte trasera cuenta con una cavidad, la cual permite el acceso a la estructura interna.

Gracias a sus características físicas y al número de segmentos corporales que integra (tórax, cuello y rostro), se permite la incorporación de algunas de las funciones representativas del cuerpo humano, tales como: frecuencia respiratoria, frecuencia cardíaca y la respuesta a estímulos.

A partir de estas funciones, el maniquí deberá contar con las siguientes características:

- Implementación de sistema que simule la frecuencia respiratoria similar a la del cuerpo humano.
- Implementación de sistema que simule la frecuencia cardíaca similar a la del cuerpo humano.
- Sensible al tacto.
- Sensible a la luz.

A partir de estas características se plantean los siguientes requerimientos (tabla 3) y se asigna una jerarquía según su importancia, donde 0 es el valor mínimo y 10 el valor máximo.

<b>Requerimiento</b>	<b>Importancia</b>
Simular la frecuencia cardíaca	10
Simular la frecuencia respiratoria	10
El maniquí responde a estímulos físicos mediante la detección de presión	10
El sistema detecta variaciones de intensidad luminosa	10
El sistema permite la modificación de los parámetros fisiológicos	9
La instrumentación se lleva a cabo sin alterar la estructura externa	9

Tabla 3. Requerimientos del maniquí de simulación clínica.

### 3.5 Simulador de frecuencia cardiaca

La frecuencia cardiaca se define como la cantidad de veces que late el corazón por un periodo de tiempo, generalmente expresado en latidos por minuto (lpm). Esta medición representa uno de los signos vitales más importantes evaluados en un examen clínico ya que proporciona información importante acerca de la salud cardiovascular de las personas. El latido cardíaco inicia en el nódulo sinoauricular (SA), el marcapasos natural del corazón, que envía una señal eléctrica que provoca la contracción de las aurículas. Esta contracción impulsa la sangre a través de las válvulas tricúspide y mitral (figura 28) hacia los ventrículos. Cuando los ventrículos se llenan, una nueva señal eléctrica induce su contracción, abriendo las válvulas pulmonar y aórtica. En este proceso, el ventrículo derecho envía sangre hacia los pulmones, mientras que el ventrículo izquierdo la distribuye al resto del cuerpo (Texas Heart Institute, s.f.) .

En adultos sanos en reposo, la frecuencia cardiaca suele estar entre los 60 y 100 lpm, pudiendo variar según factores como la edad, condiciones médicas, actividad física, etc. Para medir manualmente la frecuencia cardiaca en los pacientes, se debe realizar una palpación en los sitios donde la arteria se encuentre más cercana a la piel, siendo la arteria Radial (muñeca), Carótida (cuello), Axilar, Humeral (Brazo) y Femoral (ingle) las zonas más comunes. Se debe presionar ligeramente la arteria con las yemas de los dedos hasta encontrar el pulso o latido, una vez percibidos, contar la frecuencia de estos durante 60 segundos.

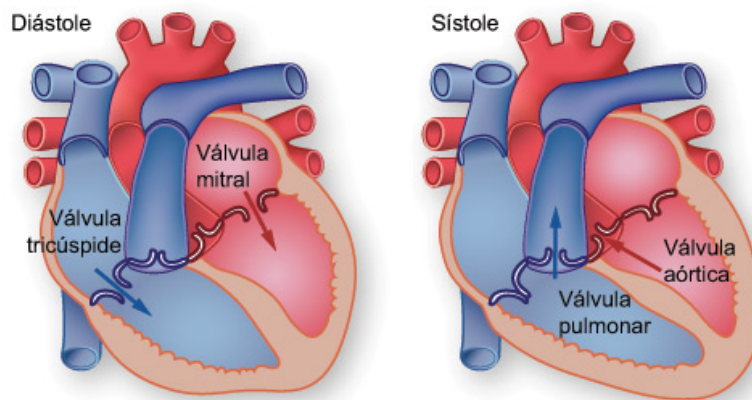


Figura 28. Anatomía del corazón

La frecuencia cardiaca en un maniquí de simulación clínica implica la generación de un pulso perceptible al tacto y que permita una variación con el fin de representar distintas condiciones fisiológicas o médicas. Esto ofrece a los estudiantes la posibilidad de practicar su identificación y conteo de manera similar al procedimiento realizado en un paciente real.

### **3.5.1 Requerimientos específicos del subsistema**

A partir de la estructura que presenta el maniquí y la ausencia de extremidades, se decide simular la frecuencia cardíaca mediante la representación del pulso en la arteria carótida. Por ello se deberá reproducir el flujo sanguíneo en la zona del cuello.

Para llevar a cabo la simulación del subsistema se establecen los siguientes requerimientos:

- Simular la frecuencia cardíaca en un rango de 60 a 120 lpm.
- El sistema deberá generar pulsos perceptibles al tacto en la zona del cuello.
- La frecuencia cardíaca es configurable.

### **3.5.2 Selección de componentes**

Para la generación del pulso arterial se seleccionó una bomba de 12 V no sumergible, conectada a un sistema de manguera flexible con fluido en circulación, permitiendo la recirculación continua del líquido (circuito cerrado). Este mismo principio fue implementado previamente en el Capítulo 1, donde se describen las características técnicas y criterios de selección del componente.

A diferencia del sistema anterior, en este subsistema no se requiere extraer el fluido (punción arterial) y por ello se descarta el uso de un depósito del fluido. Asimismo el control del subsistema se realizó mediante una tarjeta de desarrollo ESP32, programada para activar y desactivar la bomba en intervalos definidos de acuerdo con la frecuencia cardíaca establecida en latidos por minuto (lpm). La variación de la frecuencia se realiza mediante un potenciómetro que permite ajustar la activación de la bomba.

La selección de estos componentes se fundamenta en su compatibilidad eléctrica, facilidad de programación y capacidad de generar un comportamiento adecuado para la simulación del pulso arterial.

### **3.5.3 Desarrollo de prototipo**

Para el desarrollo del subsistema se deberá conectar la manguera flexible a la entrada y salida de la bomba para lograr el circuito cerrado del flujo (figura 29), así como colocar el servomotor en medio del circuito para lograr esa regulación de caudal, lo que permite incrementar la presión del fluido a través de la manguera en la zona a detectar. La programación de la bomba permite su accionamiento intermitente, logrando simular una frecuencia cardíaca entre 60 y 120 lpm.

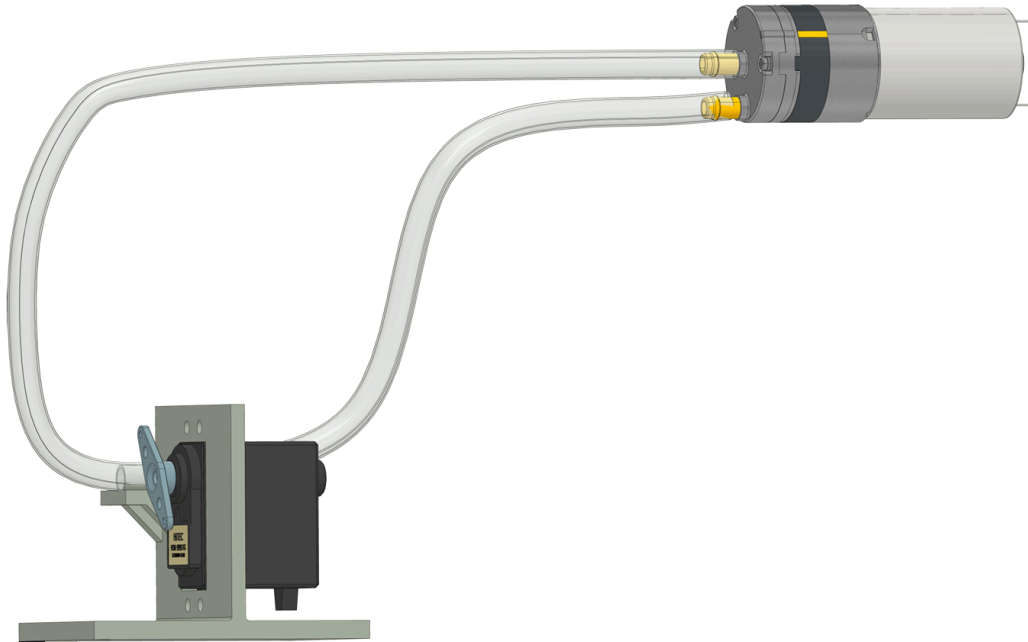


Figura 29. Modelo CAD del subsistema

Para lograr que el pulso cardíaco sea percibido en la zona de la arteria carótida, se colocó la manguera flexible entre la estructura interna rígida del maniquí y el recubrimiento de material tipo látex hasta la región del cuello (figura 30). Esto permite que al activarse la bomba se produzca una deformación en la manguera que se percibe al tacto, simulando así el pulso, la integración del servomotor permite regular el caudal del fluido, ayudando al control de la intensidad del pulso generado.



Figura 30. Subsistema de frecuencia cardíaca integrado en el maniquí

## Diagrama de conexiones

Las conexiones de este subsistema se basan en el circuito realizado en el capítulo 1 (figura 8), el cual emplea un microcontrolador ESP32, al igual que permite la variación de la frecuencia cardiaca y caudal del fluido por medio de 2 potenciómetros, cada uno asociado a dichas variables. Asimismo, se cuentan con los LEDs indicadores del estado de estas variables.

El diagrama de conexiones de este subsistema forma parte del circuito electrónico que integra todos los subsistemas del simulador, el cual se muestra en la figura 45.

### 3.6 Simulador de frecuencia respiratoria

La frecuencia respiratoria se define como la cantidad de respiraciones que realiza un individuo por minuto y representa un signo fundamental para el estado fisiológico. La respiración es un proceso vital ya que permite el intercambio de gases necesario para el metabolismo celular (Chourpiliadis & Bhardwaj, 2022).

La respiración se lleva a cabo en dos etapas: **Inhalación** y **Exhalación**. Durante la inhalación, el diafragma se contrae y se desplaza hacia abajo, mientras que los músculos intercostales (cerca de las costillas) se contraen, lo que genera un aumento en el volumen de la cavidad torácica y provoca la elevación del pecho y del tórax. Este aumento del volumen en la cavidad torácica produce una disminución de la presión en los pulmones, permitiendo la entrada de aire y su consecuente expansión (figura 31).

El aire inspirado llega a los alvéolos, donde ocurre el intercambio de gases, el oxígeno es absorbido por la hemoglobina presente en la sangre y el dióxido de carbono es transportado de regreso a los pulmones. Al exhalar el diafragma y los músculos intercostales se relajan, lo que disminuye el volumen de la cavidad torácica y aumenta la presión dentro de los pulmones. Como resultado, se expulsa al exterior aire rico en dióxido de carbono a través de nariz y boca (National Heart, Lung, and Blood Institute [NHLBI], s.f.).

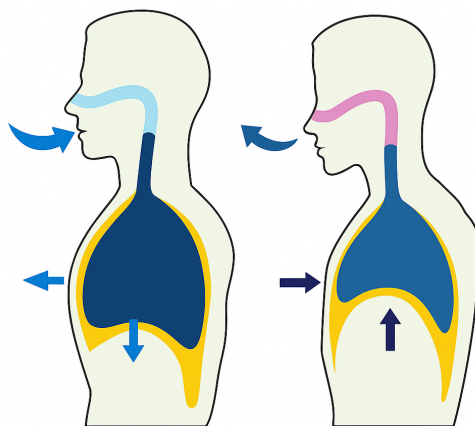


Figura 31. Etapas de la respiración

### 3.6.1 Requerimientos específicos del subsistema

Como se observa en la figura 27, el maniquí cuenta con la estructura completa del tórax, lo que permite desarrollar un subsistema que simule la frecuencia respiratoria, para ello se plantearon los siguientes requerimientos:

- Simular la frecuencia respiratoria en un rango de 12 a 20 respiraciones por minuto.
- La frecuencia respiratoria debe ser perceptible a la vista.
- La frecuencia respiratoria debe ser configurable, de modo que se pueden modificar las respiraciones por minuto según se requiera.

### 3.6.2 Selección de componentes

Para el desarrollo de este subsistema se debe generar un movimiento que represente la expansión y contracción del tórax. Por ello se optó por emplear un actuador lineal como el elemento que genere dicho movimiento, el cual será controlado mediante el microcontrolador para permitir la variación de la frecuencia respiratoria según se requiera.

Debido a que el espacio disponible en la parte interna del maniquí es de aproximadamente 20 cm, se seleccionó el actuador lineal mostrado en la figura 32. Este dispositivo trabaja a 12V de corriente continua y cuenta con una carrera de 30 mm, una velocidad de 15 mm/s y una capacidad de carga nominal de 50 N. Para realizar el cambio de sentido del actuador se usará el puente H L298, así como en el capítulo 2.

La selección de este actuador se realizó considerando su longitud inicial de aproximadamente 6 cm antes de la extensión, lo que permite su correcta instalación dentro del espacio disponible en la estructura del maniquí. Asimismo, su desplazamiento de 30 mm (3 cm) permite generar el movimiento visible en la zona del tórax que simula el proceso de inhalación y exhalación.



Figura 32. Actuador lineal empleado en la frecuencia respiratoria

Para transmitir el movimiento del actuador a la parte interna del pecho y tórax se diseñó un cabezal de acoplamiento, el cual permite distribuir el desplazamiento generado sobre la estructura del maniquí.

### 3.6.3 Desarrollo de prototipo

Para simular la frecuencia respiratoria, el actuador lineal se expande y contrae de manera controlada (figura 33), generando un desplazamiento que produce la elevación y descenso del tórax en el interior del maniquí de simulación.

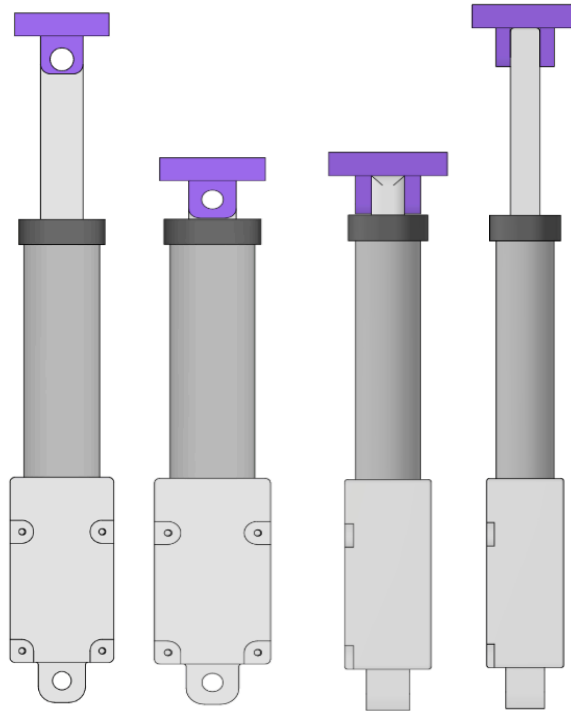


Figura 33. Modelo CAD del actuador en posición extendida y contraída

Con esta configuración se busca que el desplazamiento generado por el actuador produzca una deformación visible en la superficie del tórax, simulando el movimiento natural de inhalación y exhalación del cuerpo humano.

Una vez definido el modelo del subsistema, se procedió a su implementación, como se muestra en la figura 34. El cabezal se fija al actuador mediante un tornillo y una tuerca. Este conjunto se acopla a la estructura interna del maniquí, de modo que la superficie del cabezal quede en contacto con la pared interna del tórax, minimizando pérdidas de desplazamiento. De esta forma, el movimiento generado por el actuador se transmite directamente al recubrimiento externo, permitiendo observar la expansión y contracción del pecho.

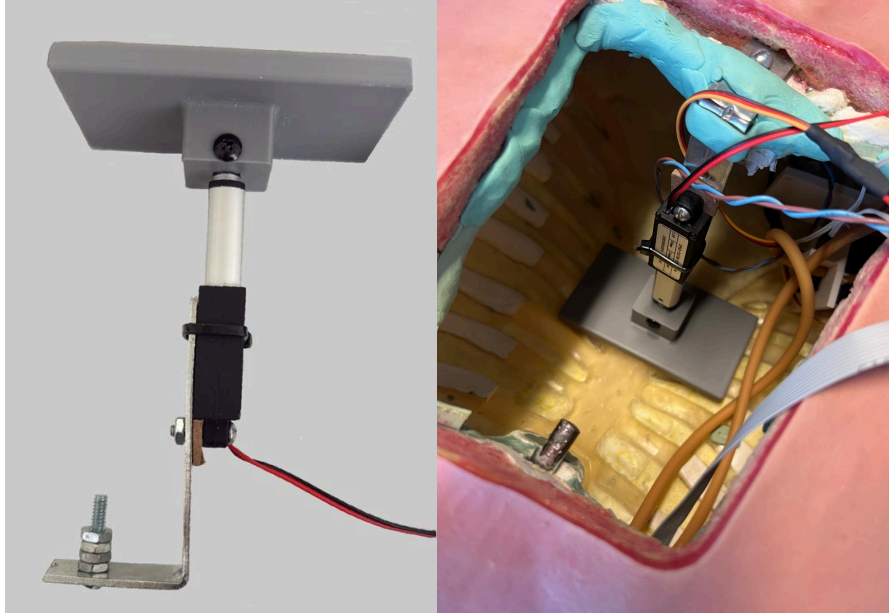


Figura 34. Actuador y cabezal fijados a la estructura del maniquí

Durante su operación, el actuador es controlado por el microcontrolador del sistema, el cual regula los ciclos de extensión y contracción para representar la frecuencia respiratoria, misma que se puede regular por medio de un potenciómetro, permitiendo ajustar dicha frecuencia en un rango de 12 a 20 repeticiones por minuto.

#### Diagrama de conexiones

El circuito mostrado en la figura 35 corresponde al diagrama de conexiones del subsistema de la frecuencia respiratoria, este es similar al sistema mostrado con anterioridad en el simulador de la dilatación cervical, sin embargo el actuador no posee un potenciómetro interno que sirva de retroalimentación. En cambio, este tiene la función de servir como entrada analógica al microcontrolador ESP32, el cual permite ajustar manualmente la frecuencia con la que este se va a accionar. Además, se incluye un led el cual sirve como indicador y señala cuando el actuador está siendo accionado.

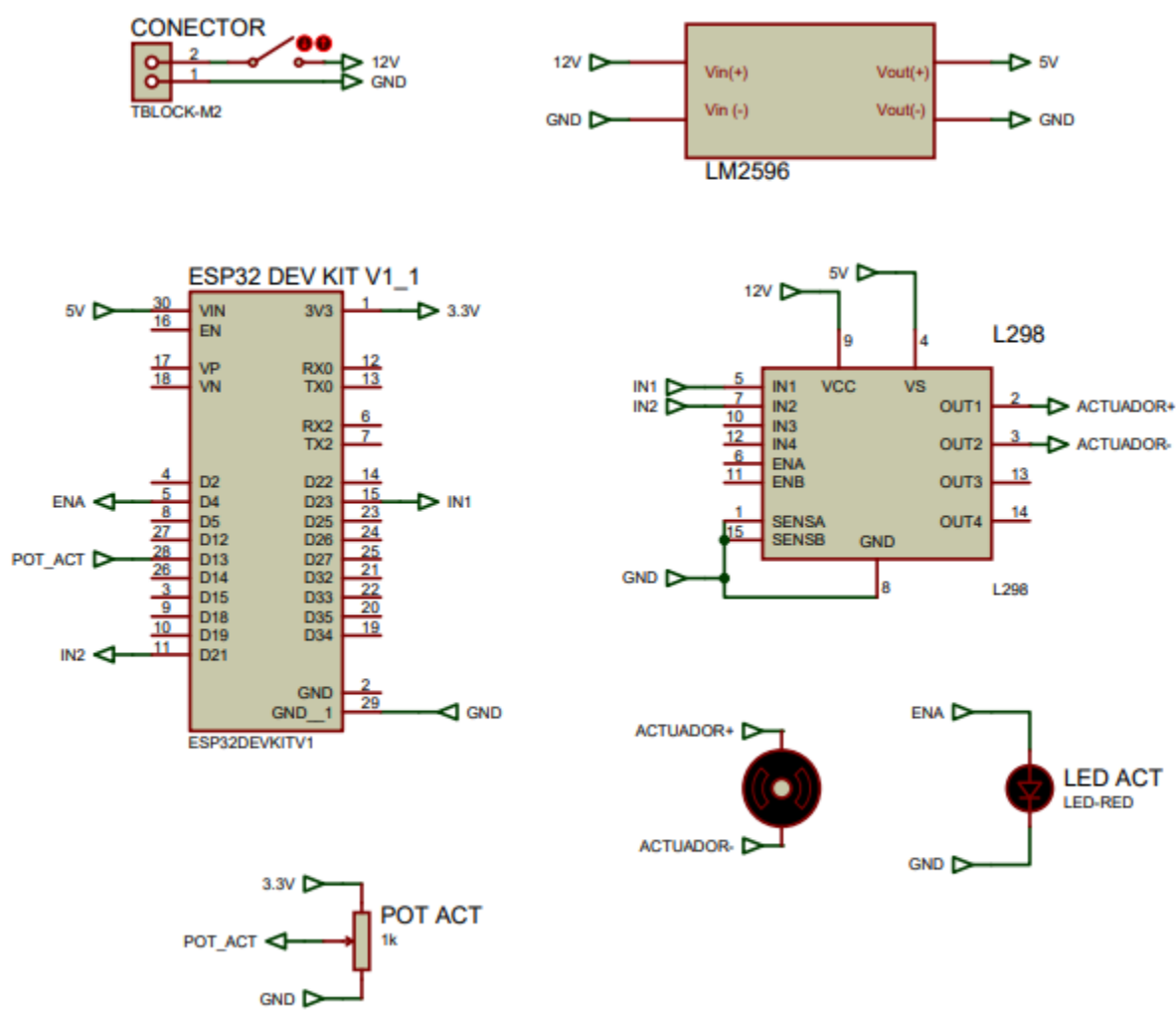


Figura 35. Diagrama de conexiones del subsistema simulador de frecuencia respiratoria FR

### 3.7 Simulador de sensibilidad a la luz

La pupila es el orificio del iris que modula la cantidad de luz que tiene la retina y tiene una capacidad de dilatación y constricción, que dependen del sistema nervioso autónomo. Los parámetros que se evalúan a partir del reflejo pupilar como tamaño, reactividad, forma y simetría, permiten detectar tempranamente lesiones por aumento de la presión intracraneal que conllevarían al deterioro en las funciones del tallo cerebral.

Es por ello que la pupilometría se usa como principal medida indirecta para la valoración y seguimiento de la evaluación neurológica de un paciente.

*“La pupila reacciona a estímulos a 200 m/s aproximadamente, con una variación del diámetro entre 1.5 a 9 mm y el tamaño promedio en condiciones de luz estándares es de aproximadamente 3 mm”* (Arevaldo M. et al., 2019). Esta herramienta de monitorización ayuda a mejorar el factor predictivo del deterioro neurológico, y disminuye el número de exámenes necesarios para intervenciones.

#### 3.7.1 Requerimientos específicos del sistema

A partir de la estructura anatómica del maniquí, la sensibilidad a la luz se simulará a partir de la respuesta pupilar a la luz. Para el desarrollo de este subsistema es necesario definir los requerimientos que permitan obtener un simulador con comportamiento similar al del ojo humano.

- Detección de intensidad luminosa.
- Apariencia del ojo semejante al del ser humano.
- La pupila se debe contraer ante estímulos luminosos.
- La pupila se debe dilatar ante la baja intensidad de luz.

El principal enfoque que se tendrá en el sistema se trata de las respuestas pupilares, para esto debemos generar un sistema que responda a estímulos basados en la intensidad de la luz. Con base a esto, se podrá representar comportamientos dentro de parámetros normales o anormales.

#### 3.7.2 Selección de componentes

Fotorresistencia

La fotorresistencia también llamada Light Dependent Resistor o bien por sus siglas en inglés LDR, es un sensor fotoeléctrico cuyo valor de la resistencia varía en función de la luz que está recibiendo. El valor disminuye cuando recibe una luz muy intensa, y aumenta su valor a medida que la luz disminuye. La respuesta espectral está en el orden de una décima de segundo (IC Components, 2025), la cual la hace ideal para la aplicación a este sistema, además su accesibilidad, robustez y facilidad de uso permiten una fácil integración en el subsistema.



Figura 36. Fotorresistencia (UNIT Electronics, 2026)

#### Display LCD 0.96"

El dispositivo seleccionado para representar el ojo y simular el reflejo pupilar se trata del TFT Display LCD 0.96" ST7735. Este módulo posee unas dimensiones de 30x24mm, lo cual facilita su integración a este proyecto; ya que gracias a su pantalla de 0.96" es ideal para su uso en la cavidad del maniquí sin dañar ni realizar modificaciones que comprometan la estructura del modelo.

El display opera mediante un protocolo de comunicación SPI (Serial Peripheral Interface) y emplea 8 pines para su conexión, destinados a su alimentación y transmisión de datos, lo que simplifica mucho su uso y permite una fácil comunicación con el microcontrolador ESP32. Igualmente su voltaje de operación se encuentra en un rango de 3.3V a 5V, permitiendo una integración directa al circuito electrónico.



Figura 37. Display LCD (UNIT Electronics, 2026)

### 3.7.3 Desarrollo de prototipo

Para el desarrollo del subsistema se generó una representación gráfica (figura 38) de un ojo humano que consta de iris, pupila y esclera. La pupila puede variar de tamaño dependiendo de la intensidad luminosa detectada, así simulando el comportamiento del reflejo pupilar.



Figura 38, Representación gráfica de la pupila dilatada y contraída

Para implementar este subsistema se integró la pantalla y la fotoresistencia dentro de la cavidad ocular que tiene el maniquí (figura 39). De esta manera, el sensor es capaz de detectar cambios en la intensidad de luz externas, mientras que el display muestra gráficamente la respuesta pupilar mediante el cambio del tamaño en la pupila. El microcontrolador se encuentra en conjunto con los demás subsistemas dentro de la cavidad torácica y este tiene conexión con los demás elementos por medio de un cable plano que pasa por debajo del material tipo látex que simula la piel humana.

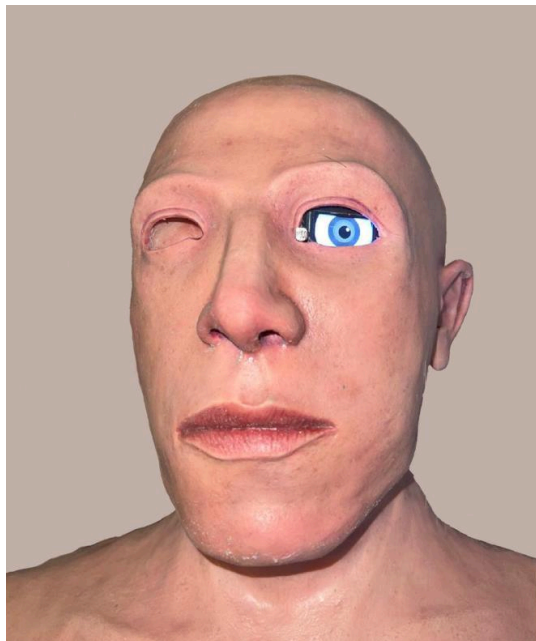


Figura 39. Subsistema de respuesta pupilar implementado en el maniquí

De esta forma, el sistema permite representar visualmente la respuesta pupilar ante cambios en la intensidad de la luz, ofreciendo un comportamiento similar al observado en un paciente real durante la evaluación clínica.

### Diagrama de conexión

El diagrama mostrado en la figura 40 consta de un microcontrolador ESP32, el cual tiene la función del procesamiento de la señal que genera la fotorresistencia. Además de transmitir datos hacia el display para brindar una imagen. El microcontrolador alimenta a estos dos elementos con 3.3V, estos a su vez comparten una tierra común.

La fotorresistencia junto una resistencia de  $10k\Omega$  forma un divisor de voltaje, ya que permite detectar la variación de voltaje dependiendo de la intensidad luminosa. Este está conectado al ESP32 para realizar una lectura gracias a tu convertidor analógico digital.

Por otro lado, la pantalla se comunica con el microcontrolador el protocolo SPI y esta muestra una representación gráfica de un ojo humano.

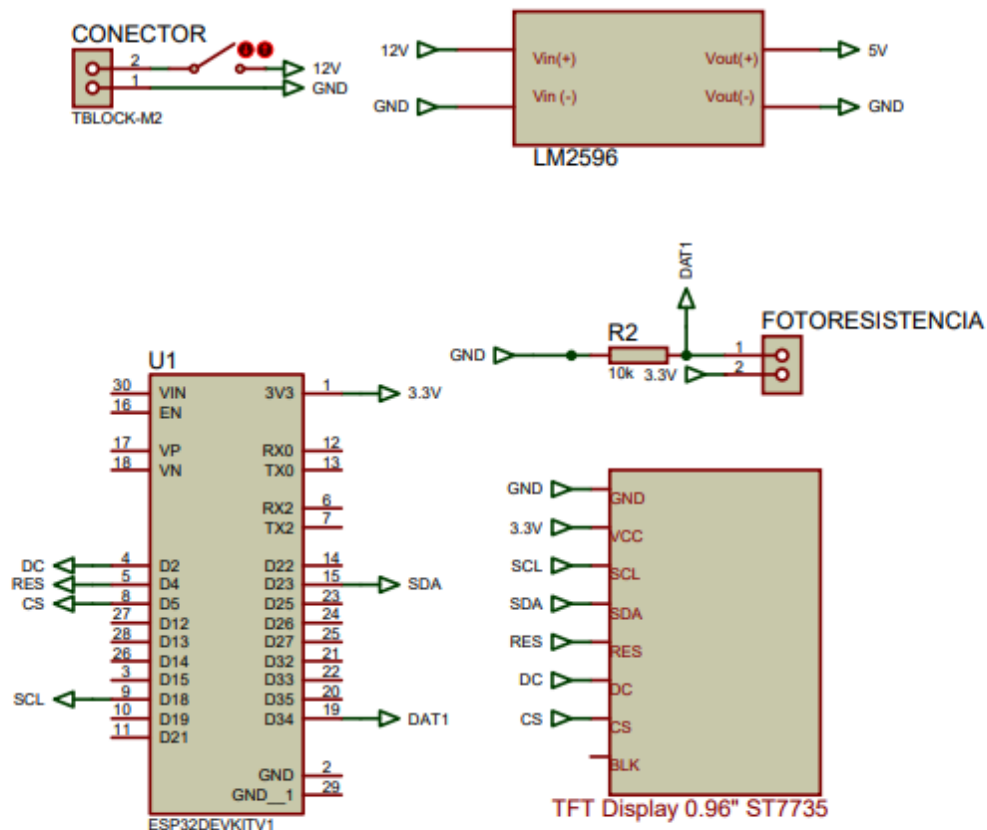


Figura 40. Diagrama de conexión del subsistema de respuesta pupilar

### 3.8 Simulador de sensibilidad al tacto

Un examen físico realizado para obtener un diagnóstico médico no solo consiste en la revisión de signos vitales o la medición del peso y la talla; también incluye una serie de métodos clínicos fundamentales como la **inspección, palpación, percusión y auscultación**, cuyo propósito es identificar anomalías e inicios de enfermedad.

La inspección consiste únicamente en observar cuidadosamente al paciente con el fin de reconocer características como el color de la piel, postura, expresiones faciales y apariencia en general. La palpación corresponde a la exploración de zonas específicas del cuerpo mediante el tacto para identificar órganos, masas, zonas de dolor, etc. La percusión se realiza mediante suaves golpes en áreas específicas del cuerpo con el objetivo de generar sonidos o vibraciones que permitan evaluar estructuras internas del cuerpo, este método puede complementarse con la auscultación, que consiste en escuchar los sonidos producidos por el cuerpo, generalmente con ayuda de instrumentos como el estetoscopio (Ferguson, 1990).

De acuerdo a las características del maniquí, la zona que permite una mayor superficie para llevar a cabo el método de la palpación es el **abdomen**. La palpación abdominal (figura 41) permite la identificación de anomalías como masas, hernias o zonas de dolor e incluso en algunos casos es posible reconocer como el hígado y los riñones en pacientes sanos. Este método se realiza en los cuatro cuadrantes del abdomen, ya que en cada uno de ellos ofrece información relevante acerca del estado del paciente. Para realizar una palpación superficial, el personal médico coloca suavemente las yemas de los dedos sobre la pared abdominal con el fin de identificar áreas de sensibilidad o dolor. En cambio, la palpación profunda se realiza aplicando una presión más firme y constante para evaluar estructuras internas con mayor detalle (Ferguson, 1990).



Figura 41. Palpación abdominal

### 3.8.1 Requerimientos específicos del subsistema

Para llevar a cabo una simulación de sensibilidad al dolor por palpación abdominal se deben establecer los requerimientos con los que debe cumplir el sistema para ofrecer un comportamiento similar al de un entorno clínico real. A continuación se describen los requerimientos para el desarrollo del subsistema.

- Detectar la presión aplicada sobre el abdomen del maniquí.
- Identificar diferentes niveles de presión ejercida durante la palpación.
- Se debe cubrir diferentes zonas del abdomen

A partir de estos requerimientos se plantea desarrollar un sistema capaz de detectar la presión ejercida durante la palpación abdominal y proporcionar retroalimentación acerca de la zona y la intensidad de la presión aplicada.

### 3.8.2 Selección de componentes

Para la detección de presión aplicada durante la palpación abdominal se seleccionó el sensor FSR 402 (Force Sensitive Resistor), el cual es un sensor resistivo cuya resistencia eléctrica varía en función de la fuerza aplicada sobre su superficie. Este sensor se caracteriza por disminuir su resistencia a medida que aumenta la presión sobre el mismo, generando una señal analógica que puede utilizarse para detectar diferentes niveles de presión.

El sensor mostrado en la figura 42 cuenta con un diámetro de 15 mm, un grosor de 0.4 mm y detecta la presión ejercida desde 20g a 2 Kg. Además de estas características, su flexibilidad y facilidad de implementación permite una fácil integración en la estructura del maniquí por ello se seleccionó como el sensor encargado de detectar la presión ejercida en el abdomen



Figura 42. Sensor FSR402 (UNIT Electronics, 2025)

### 3.8.3 Desarrollo de prototipo

Para lograr una detección de presión en distintas zonas del abdomen, se colocaron tres sensores FSR 402, los cuales se distribuyeron en los distintos cuadrantes del abdomen del maniquí. Los sensores se ubicaron en el cuadrante superior derecho, cuadrante superior izquierdo y en la zona media de los cuadrantes inferiores, permitiendo así una interacción del personal médico en distintas áreas durante la palpación.

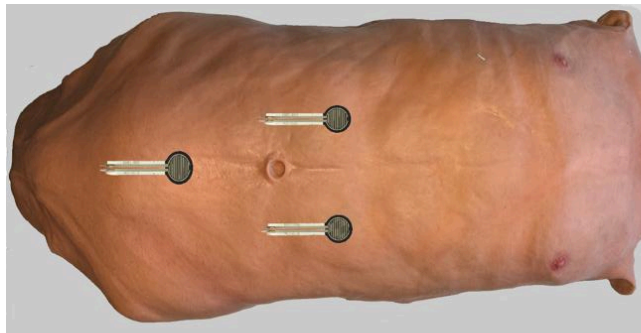


Figura 43. Ubicación de los sensores en el maniquí

Cada sensor se instaló entre la estructura interna del maniquí y el recubrimiento de tipo látex que simula la piel humana, de manera que la presión aplicada sobre la superficie del abdomen pueda transmitirse al sensor. Cuando el usuario ejerce presión durante la exploración abdominal (figura 43), la resistencia del sensor varía, generando una señal eléctrica que es enviada al microcontrolador para su procesamiento.



Figura 43. Subsistema de sensibilidad al tacto implementado en el maniquí.

Como método de retroalimentación visual, se integró un LED asociado a cada sensor. La intensidad luminosa del LED varía en función del nivel de presión detectado, lo que permite observar de forma sencilla la interacción entre el usuario y el sistema. De esta forma, es posible identificar tanto la zona del abdomen donde se aplica la presión como la intensidad aproximada de la misma.

### Diagrama de conexiones

El circuito mostrado en la figura 44 muestra un microcontrolador ESP32 el cual tiene integrado tres galgas extensiométricas, así como tres leds que sirven como indicadores visuales. Cada galga está asociada a una resistencia de  $10k\Omega$  en un arreglo de divisor de voltaje, ya que permite transformar la resistencia mecánica de la galga a una señal de voltaje que pueda ser interpretada. El divisor de voltaje se conecta al microcontrolador por medio de entradas analógicas para su posterior procesamiento. Por último, los leds tienen la función de indicar cual es la galga la cual está siendo activada y cuánta presión se le está ejerciendo a la misma.

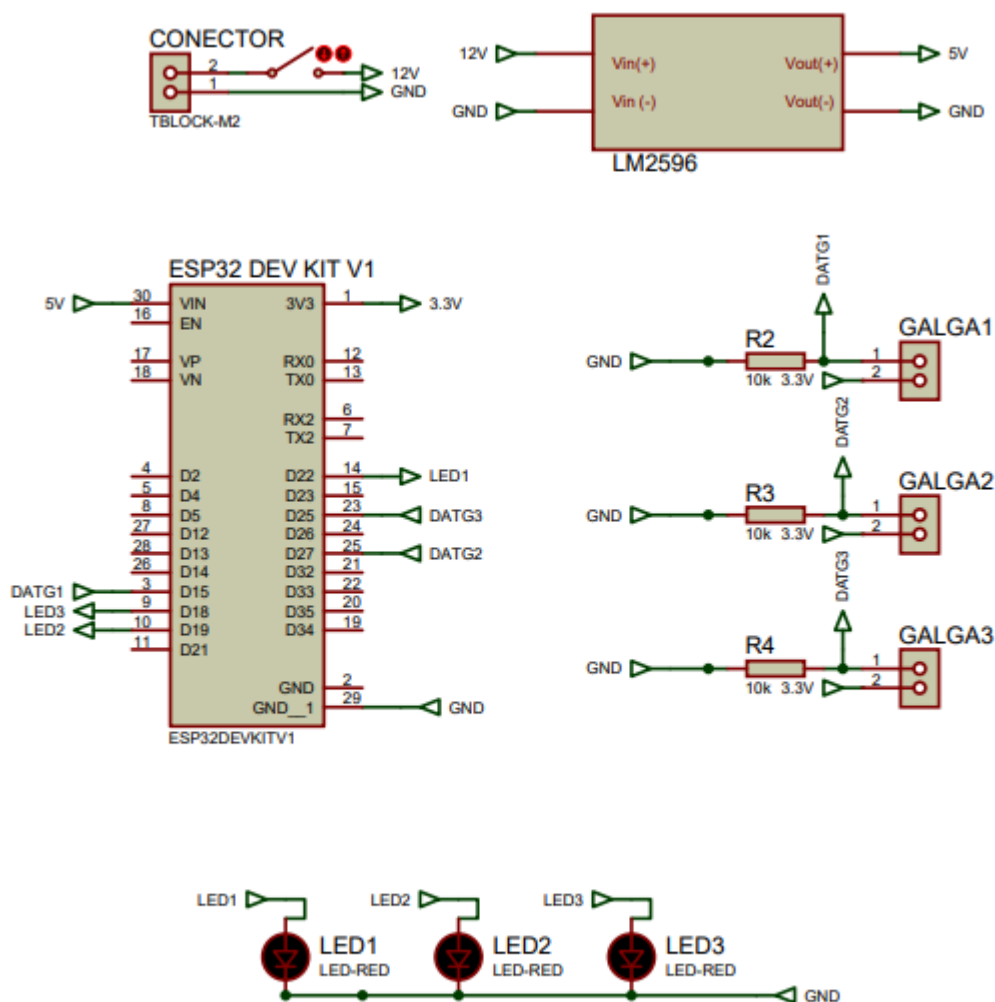


Figura 44. Diagrama de conexiones del subsistema de sensibilidad al tanto

## Diagrama de conexiones final

Implementando todos los subsistemas se obtiene el diagrama que se muestra en la figura 45. En primer lugar, la alimentación de todo el circuito es proporcionada por una fuente de alimentación de 12V en corriente directa. Este voltaje se utiliza para alimentar directamente los elementos de mayor consumo del sistema, principalmente el actuador lineal y la bomba de fluido.

Posteriormente, se emplea un módulo reductor de voltaje LM2596, el cual convierte los 12V de entrada en una salida regulada de 5 V, utilizada para alimentar los microcontroladores ESP32 y el servomotor.

El sistema utiliza dos microcontroladores ESP32, cada uno encargado de realizar tareas específicas dentro del maniquí. El primero de ellos se encarga de procesar las señales provenientes de los sensores y potenciómetros, así como de generar las señales de control para los distintos actuadores del sistema. Entre sus funciones se encuentra el control del actuador lineal mediante el puente H L298, el cual recibe señales digitales que permiten definir el sentido de movimiento y la activación del actuador.

Asimismo, este microcontrolador controla el funcionamiento de la bomba y del servomotor, donde la bomba es activada mediante un transistor que actúa como interruptor electrónico. También se integran sensores de presión FSR, los cuales permiten detectar variaciones de presión aplicadas durante la interacción con el maniquí. Las señales generadas por estos sensores son enviadas a las entradas analógicas del microcontrolador para su procesamiento.

Por otra parte, el segundo microcontrolador ESP32 se encarga de la adquisición de datos de la fotorresistencia (LDR) y del control de la pantalla de 0.96 pulgadas, donde se muestra la representación gráfica del ojo y la variación del tamaño de la pupila en función de la intensidad luminosa detectada.

Finalmente, todos los módulos del sistema comparten una tierra común, lo que permite mantener una referencia eléctrica estable para el correcto funcionamiento del circuito.

En el sistema también se incorporan potenciómetros, los cuales permiten ajustar diferentes parámetros de operación, como la frecuencia de algunos subsistemas. Estos potenciómetros, junto con los LEDs indicadores, se integraron en un gabinete externo al maniquí (figura 46), el cual funciona como módulo de control del sistema y permite la manipulación manual de las variables de operación durante el uso del simulador. Este módulo facilita la interacción del usuario con el sistema y permite observar el estado de funcionamiento de los distintos subsistemas.

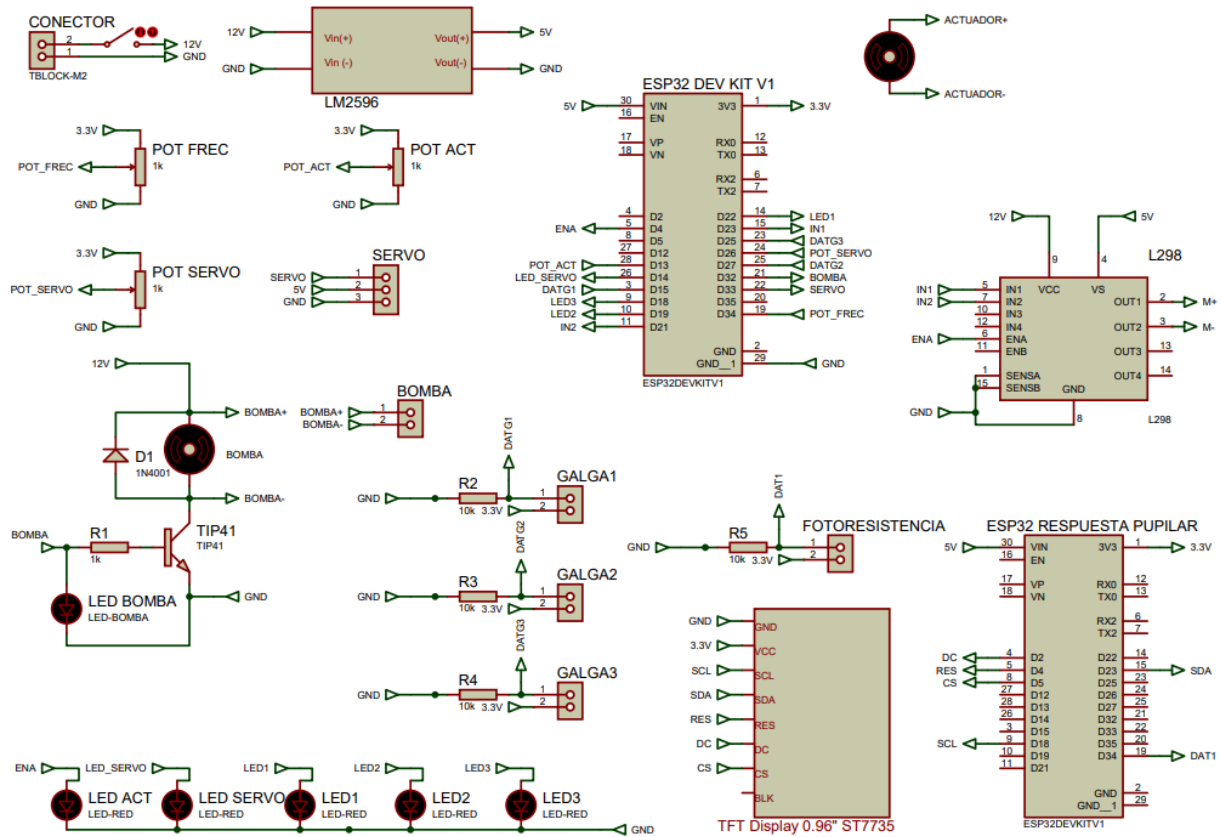


Figura 45. Diagrama de conexiones con los subsistemas integrados



Figura 46. Gabinete de externo de control

A partir de la integración de los diferentes subsistemas desarrollados, se obtuvo un maniquí de simulación clínica instrumentado (figura 47) capaz de reproducir diversas funciones fisiológicas representativas del cuerpo humano. Donde los subsistemas de frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, respuesta pupilar a la luz y sensibilidad al tacto trabajan de manera conjunta.

Asimismo, la incorporación de un módulo de control externo facilita la manipulación manual de las variables de operación mediante potenciómetros, así como la visualización del estado de funcionamiento del sistema a través de indicadores LEDs. De esta manera, el maniquí desarrollado permite la interacción directa con el usuario y ofrece un entorno de práctica que simula diferentes respuestas fisiológicas, contribuyendo al entrenamiento y fortalecimiento de habilidades clínicas en estudiantes y personal del área de la salud.

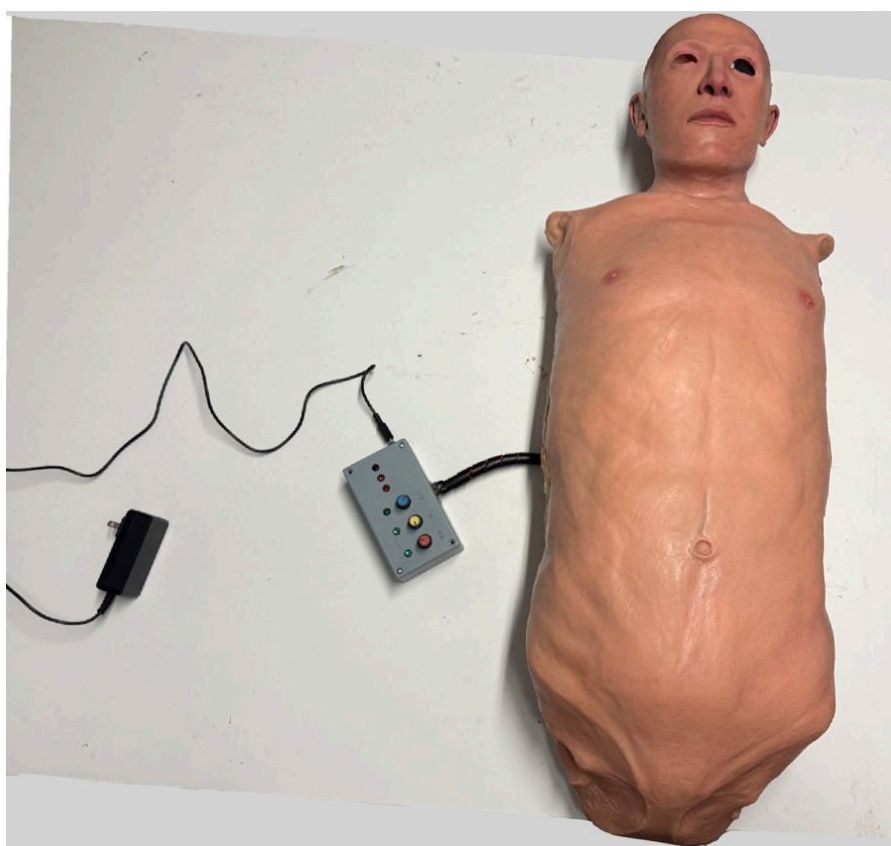


Figura 47. Maniquí de simulación clínica instrumentado

### 3.7 Conclusiones

Se realizó la instrumentación de un maniquí de simulación clínica, capaz de reproducir funciones fisiológicas como la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria, la respuesta pupilar a estímulos luminosos y la sensibilidad al tacto. Este desarrollo permite atender la limitada integración de funciones fisiológicas presentes en los simuladores clínicos convencionales, los cuales suelen enfocarse en partes aisladas del cuerpo humano, restringiendo así un aprendizaje integral. De esta manera, se cumple el objetivo planteado.

Mediante la implementación de sensores, actuadores y la integración de distintos subsistemas, se logró construir un sistema funcional en el que las variables fisiológicas interactúan de manera conjunta, obteniendo una representación más completa del comportamiento del cuerpo humano. También, se incorpora un gabinete de control externo que permite la manipulación de parámetros a través de una interfaz sencilla, facilitando la simulación de diversos escenarios clínicos.

El maniquí desarrollado constituye una herramienta didáctica eficaz que favorece la interacción directa con el usuario y promueve un entorno de aprendizaje más realista. Esto permite a estudiantes y personal del área de la salud desarrollar habilidades clínicas relacionadas con la identificación de signos vitales y la interpretación de respuestas fisiológicas ante diferentes estímulos.

## Bibliografía

- Agirregoikoa, J. A., Barranquero Gómez, M., & Salvador, Z. (2023, 31 de agosto). Borrado y dilatación del cuello uterino durante el parto [Ilustración]. Reproducción Asistida ORG. <https://www.reproduccionasistida.org/posicion-del-cervix-en-el-embarazo/borrado-y-diltacion-del-cuello-uterino-en-el-parto/>
- Arevaldo M., Y., Cortecero S., E., Gil B., S., Morales N., M. A., Quintana P., L., & Moscote S., L. R. (2019). Pupilometría: Conceptos fisiológicos y clínicos aplicados al paciente neurocrítico. *Revista Argentina de Neurocirugía*. <https://aanc.org.ar/ranc/items/show/1238>
- Balzanelli, M. G., Distratis, P., Lazzaro, R., Pham, V. H., Del Prete, R., Dipalma, G., Inchingolo, F., Aityan, S. K., Hoang, L. T., Palermo, A., Nguyen, K. C. D., & Gargiulo Isacco, C. (2023). The importance of arterial blood gas analysis as a systemic diagnosis approach in assessing and preventing chronic diseases, from emergency medicine to the daily practice. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, 27(23), 11653–11663. [https://doi.org/10.26355/eurev\\_202312\\_34603](https://doi.org/10.26355/eurev_202312_34603)
- Ballesteros-Peña, S., Reglero García, L., & Apraiz Sánchez, E. (2020). Guía de procedimiento de punción arterial para gasometría en población adulta. ResearchGate. [https://www.researchgate.net/publication/339483856\\_GUIA\\_DE\\_PROCEDIMIENTO\\_DE\\_PUNCION\\_ARTERIAL\\_PARA\\_GASOMETRIA\\_EN\\_POBLACION\\_ADULTA](https://www.researchgate.net/publication/339483856_GUIA_DE_PROCEDIMIENTO_DE_PUNCION_ARTERIAL_PARA_GASOMETRIA_EN_POBLACION_ADULTA)
- Chourpiliadis, C., & Bhardwaj, A. (2025). Fisiología: frecuencia respiratoria. En StatPearls. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537306/>
- Cortés-Telles, A., Gochicoa-Rangel, L., Pérez-Padilla, R., & Torre-Bouscoulet, L. (2019). Gasometría arterial ambulatoria: Recomendaciones y procedimiento. *Neumología y Cirugía de Tórax*, 78(S2), 157–163. <https://doi.org/10.35366/nts192i>
- Facultad de Medicina, UNAM. (s. f.). Hemodinamia. <https://fisiologia.facmed.unam.mx/index.php/hemodinamia/>
- Ferguson, C. M. (1990). Inspection, auscultation, palpation, and percussion of the abdomen. En H. K. Walker, W. D. Hall, & J. W. Hurst (Eds.), *Clinical methods: The history, physical, and laboratory examinations* (3rd ed.). Butterworths. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK420/>
- IC Components. (2025). Función, tipos, características y aplicaciones de los fotorresistores. <https://www.ic-components.es/blog/Photoresistors-Function,Types,Characteristics-and-Applications.jsp>

- Keenan, M. (2025). Simulation. Salem Press Encyclopedia.
- L., P. (2020, 10 de diciembre). Maniqués para medicina: cuál elegir para cada práctica. Blog Iberomed. <https://iberomed.es/blog/maniquies-para-medicina-cual-elegir/>
- National Heart, Lung, and Blood Institute. (s. f.). Beneficios de unos pulmones sanos. <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/pulmones/beneficios>
- Raurell-Torredà, M., & Gómez-Ibañez, R. (2017). La simulación de alta fidelidad: ¿Quién tiene el laboratorio más impactante? *Enfermería Intensiva*, 28(2), 45–47. <https://doi.org/10.1016/j.enfi.2017.04.001>
- Ratcliffe, S. D., Baxley, E. G., Cline, M. K., & Sakornbut, E. L. (2008). Intrapartum procedures. En S. D. Ratcliffe et al. (Eds.), *Family medicine obstetrics* (3rd ed., pp. 523–571). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-032304306-9.50023-9>
- Rodríguez-Díez, M., Díez-Goñi, N., Beunza-Nuin, J., Auba-Guedea, M., Olartecoechea-Linaje, B., Ruiz-Zambrana, Á., & Alcázar-Zambrano, J. (2013). Confianza de los estudiantes de medicina en el aprendizaje de la exploración obstétrica con simuladores. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, 36(2), 275–280. <https://doi.org/10.4321/s1137-66272013000200010>
- Rojas, G. A. (2022). El aprendizaje a través de simuladores clínicos interactivos desde un ambiente virtual para el cuidado del paciente con enfermedad renal crónica y terapia dialítica [Tesis de licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México]. <http://132.248.9.195/ptd2022/noviembre/0833427/Index.html>
- Superville, S. S., & Siccardi, M. A. (2024, 27 de julio). Leopold maneuvers. StatPearls. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK560814/>
- Texas Heart Institute. (s. f.). El latido cardíaco. <https://yo.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/el-latido-cardiaco/>
- UNIT Electronics. (2025, 1 de mayo). Servomotor MG995 / MG996R digital engranes de metal. <https://uelectronics.com/producto/servomotor-mg995-mg996r-digital-engranes-de-metal/>
- UNIT Electronics. (2025, 11 de mayo). ESP32 DevKit V1 30 pines USB-C/MicroUSB. <https://uelectronics.com/producto/esp32-devkit-v1-30-pines-usb-c-microusb/>
- UNIT Electronics. (2025, 11 de mayo). Arduino Nano Matter. <https://uelectronics.com/producto/arduino-nano-matter/>
- UNIT Electronics. (2025, 11 de mayo). Arduino Uno Rev3 A000066. <https://uelectronics.com/producto/arduino-uno-rev3/>

- UNIT Electronics. (2025, 8 de abril). LM2596 regulador step-down 25W 3A. <https://uelectronics.com/producto/modulo-regulador-ajustable-lm2596-dc-dc-step-down-3a-1-25-30v/>
- UNIT Electronics. (2025, 11 de mayo). Mini bomba de agua 6–12V 3W 0.3 MPa. <https://uelectronics.com/producto/mini-bomba-de-agua-6-12v-3w-0-3mpa/>
- UNIT Electronics. (2026, 10 de enero). Fotorresistencia LDR 5537. <https://uelectronics.com/producto/fotorresistencia-ldr-5537/>
- UNIT Electronics. (2026, 26 de febrero). L298N módulo driver motor a pasos. <https://uelectronics.com/producto/l298n-modulo-driver-motor-a-pasos/>
- UNIT Electronics. (2026, 19 de febrero). Sensor de Fuerza Resistivo FSR 400 / 402 / 406 - <https://uelectronics.com/producto/sensor-de-fuerza-resistivo-fsr-400-406-406/>
- SANDORBOTICS. (2023, 23 de septiembre). Actuador lineal de 6" retroalimentado 12V 20:1. <https://sandorobotics.com.mx/producto/2307/>
- SANDORBOTICS. (2025, 14 de marzo). Servomotor Tower Pro MG996R giro continuo. <https://sandorobotics.com.mx/producto/hr0145-2/>
- Baily, L. (2025, 30 de diciembre). Maniqués de simulación. HealthySimulation. <https://www.healthysimulation.com/es/maniqu%C3%A9s-de-simulaci%C3%B3n/>