

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO**

**CARRERA:
INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:
INGENIEROS ELECTRÓNICOS**

**TEMA:
PROTOTIPO ELECTRÓNICO PARA CONTROLAR Y PROGRAMAR
ESCENARIOS CLÍNICOS EN UN SIMULADOR GINECO – OBSTÉTRICO DE
BAJA FIDELIDAD**

**AUTORES:
PAUL FABIÁN HEREDIA IZA
ALEX DARIO MONTALUISA MONTALUISA**

**TUTOR:
EDUARDO RODRIGO TORRES SANTOS**

Quito, enero de 2020

CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR

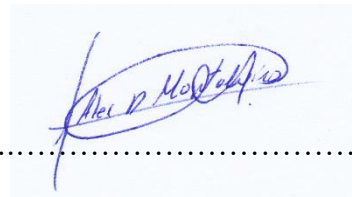
Nosotros, Paul Fabián Heredia Iza con documento de identificación N° 1721539219 y Alex Dario Montaluisa Montaluisa con documento de identificación N° 0502886005, manifestamos nuestra voluntad y cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del trabajo de titulación intitulado: “PROTOTIPO ELECTRÓNICO PARA CONTROLAR Y PROGRAMAR ESCENARIOS CLÍNICOS EN UN SIMULADOR GÍNECO – OBSTÉTRICO DE BAJA FIDELIDAD”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de Ingenieros Electrónicos, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en nuestra condición de autores nos reservamos los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribimos este documento en el momento que hagamos entrega del trabajo final en formato y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.



Paul Fabián Heredia Iza

C.I 1721539219



Alex Dario Montaluisa Montaluisa

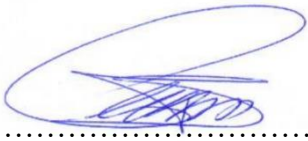
C.I 0502886005

Fecha, Quito, enero de 2020

DECLARATORIA DE COAUTORIA DEL DOCENTE TUTOR

Yo declaro que bajo mi dirección y asesoría fue desarrollado el Proyecto Técnico, “PROTOTIPO ELECTRÓNICO PARA CONTROLAR Y PROGRAMAR ESCENARIOS CLÍNICOS EN UN SIMUALDOR GINECO – OBSTÉTRICO DE BAJA FIDELIDAD” realizado por Paul Fabián Heredia Iza y Alex Dario Montaluisa Montaluisa, obteniendo un producto que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana, para ser considerados como trabajo final de titulación.

Quito, enero de 2020



.....

Eduardo Rodrigo Torres Santos

C.I 1713654604

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a mis padres María y Fabián, quienes son las personas más importantes en mi vida, con su amor y comprensión me han guiado durante todos estos años. Todo esto es posible gracias a ustedes. Son los mejores padres que Dios me pudo dar.

A mis hermanos Margarita y Alberto y mi sobrina Camila quienes son un pilar fundamental en mi vida. Es un privilegio compartir esta vida con ustedes.

A mi abue Margarita, mi hermosura que a pesar de que ya no está con nosotros sigue presente y me cuida desde el cielo.

Fabián Heredia

Dedico este trabajo a mis padres Jorge Montaluisa y Elvia Montaluisa los cuales han sido un guía y ejemplo a seguir, gracias a su esfuerzo y trabajo duro ellos me han apoyado incondicionalmente durante estos años de estudio para poder culminar mi carrera, son los mejores padres que la vida me pudo dar.

A mi hermano Marcelo Montaluisa, quien me ayudo desde mis primeros años de vida.

A mi Prima Nancy Cali quien me brindo un lugar donde quedarme para poder realizar mis estudios, además de ser como una hermana para mí.

A mi Primo Alexander Pilatasig con quien he convivido y me apoyó durante mis años de estudio a quien considero como un hermano más.

Alex Montaluisa

AGRADECIMIENTO

A Dios y a la Santísima Cruz por nunca abandonarme en los momentos difíciles. A mis padres por su apoyo, porque ellos son los que han estado allí en todo momento. Por guiarme durante toda mi vida y siempre creer en mí.

A mis hermanos y mi sobrina por su compañía y ánimos en los momentos difíciles, me han ayudado a superar todos los obstáculos que se han presentado en mi vida.

A mi abue que siempre me enseñó a dar lo mejor de mí en todo lo que haga. A compartir lo mucho o poco que se tiene y sobre todo que la familia será siempre lo más importante.

A Carlos y Eduardo quienes fueron mis primeros maestros, siempre prestos a ayudarme.

A mis amigos y persona quienes siempre estuvieron allí en todo momento, las experiencias y la lealtad fueron un pilar fundamental durante toda mi carrera.

Fabián Heredia

A Dios, San José y a mis padres por su apoyo y cariño constante, porque gracias a sus esfuerzos y ejemplo a seguir pude culminar mis estudios

A mi hermano y mis primos por darme ánimos, apoyo y regaños para no decaer en mis estudios.

A mis amigos quienes me han apoyado en los buenos y malos momentos, con quien hemos pasado momentos de tristeza, diversión y hemos vivido grandes experiencias en la carrera.

Alex Montaluisa

ÍNDICE GENERAL

INTRODUCCIÓN	xiii
CAPÍTULO I	1
1. ANTECEDENTES	1
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Justificación	1
1.3 Objetivos	2
1.3.1 Objetivo General	2
1.3.2 Objetivos Específicos	2
CAPÍTULO II	3
2. MARCO TEÓRICO	3
2.1 Maternidad de la mujer	3
2.1.1 Medición de signos vitales	3
2.1.2 Frecuencia respiratoria	3
2.1.3 Presión sanguínea	3
2.1.4 Frecuencia cardiaca	4
2.1.5 Saturación de oxígeno (SpO ₂)	4
2.1.6 Temperatura corporal	4
2.1.7 Nivel de conciencia	4
2.1.8 Proteinuria	4
2.1.9 Complicaciones durante y después del parto	5
2.1.10 Estadísticas de muertes maternas	6
2.2 Simuladores médicos	7
2.2.1 Reseña histórica	8
2.2.2 Simulador de baja fidelidad	8
2.2.3 Simuladores de mediana fidelidad	9
2.2.4 Simuladores de alta fidelidad	10
2.2.5 Simuladores gineco-obstétrico	11
2.2.6 Funciones de un simulador gineco-obstétrico de mediana fidelidad	11
2.2.7 Puntos de pulso	12
2.2.8 Ojos	12
2.2.9 Sonidos cardiacos y pulmonares	12
2.2.10 Hemorragias	12
2.3 Diagrama de bloques	13
2.3.1 Interfaz gráfica de usuario	13

2.3.2	Dispositivos de procesamiento de datos	14
2.3.3	Microcontroladores	15
2.3.4	Elementos actuadores.....	16
CAPÍTULO III.....		17
3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO GINECO – OBSTÉTRICO		17
3.1	Descripción del manejo del simulador	17
3.2	Descripción de la comunicación entre interfaz y simulador	19
3.3	Hardware	20
3.4	Modificaciones en la estructura del fantoma.....	20
3.5	Instalación de tarjetas electrónicas y microcontroladores	20
3.6	Instalación de puntos de pulso.....	21
3.7	Envío y recepción de datos entre tarjetas A y B.....	23
3.8	Instalación de parlantes en pulmones	24
3.9	Instalación de parlante en corazón	27
3.10	Instalación de ojos	28
3.11	Instalación de bomba de sangrado.....	29
3.12	Instalación de leds en labios	30
3.13	Instalación de tarjetas electrónicas dentro del fantoma.....	31
3.14	Software.....	32
3.15	Desarrollo de la interfaz gráfica	32
3.16	Algoritmo de la interfaz gráfica del prototipo.....	33
3.17	Proyecto desarrollado	35
3.18	Conexión con el prototipo	35
3.19	Envío de datos para activación de actuadores	36
3.20	Envío de datos para activación de sonidos	36
3.21	Importación de sonidos de una paciente.....	37
3.22	Aplicación	37
CAPÍTULO IV		39
4. PRUEBAS Y RESULTADOS		39
4.1	Complicaciones de paciente postparto	39
4.2	Simulación de complicaciones postparto	39
4.3	Características del prototipo gineco - obstétrico	40
4.3.1	Encendido del simulador y enlace a la interfaz	42
4.3.2	Funcionamiento de pulsos.....	43

4.3.3	Funcionamiento de ojos	44
4.3.4	Funcionamiento de parlante del corazón	44
4.3.5	Funcionamiento de parlantes de pulmón	45
4.3.6	Funcionamiento de bomba de sangrado.....	46
4.3.7	Funcionamiento de labios (Cianosis).....	46
4.3.8	Funcionamiento de voces del fantoma.....	47
4.4	Validación del prototipo gineco – obstétrico	47
4.4.1	Encuesta de funcionamiento del prototipo.....	48
4.4.2	Encuesta sobre la contribución académica del prototipo.....	50
4.4.3	Análisis del funcionamiento del prototipo durante las prácticas	52
4.5	Conclusiones	54
4.6	Recomendaciones	55
	REFERENCIAS	56
	ANEXOS	59

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 Causas de mortalidad materna	7
Figura 2.2 Fantoma de baja fidelidad.....	9
Figura 2.3 Fantoma de mediana fidelidad.....	10
Figura 2.4 Fantoma de alta fidelidad	11
Figura 2.5 Fantoma obstétrico de baja fidelidad.....	11
Figura 2.6 Fantoma obstétrico de mediana fidelidad.....	13
Figura 2.7 Sistema Electrónico	13
Figura 2.8 Interfaz gráfica.....	14
Figura 2.9 Elementos de un microcontrolador.....	16
Figura 2.10 Elementos actuadores	16
Figura 3.1 Diagrama de bloques del prototipo.....	17
Figura 3.2 Simulador.....	18
Figura 3.3 Puntos de pulso fantoma.....	21
Figura 3.4 Motores vibradores	22
Figura 3.5 Placa de transistores.....	23
Figura 3.6 Diagrama motores vibradores.....	23
Figura 3.7 Conexión entre tarjetas	24
Figura 3.8 Parlante en pulmón	25
Figura 3.9 DFPlayer Mini	25
Figura 3.10 Conexión serial DFPlayer Mini de pulmones y corazón.....	27
Figura 3.11 Parlante de corazón.....	27
Figura 3.12 Base de ojos	28
Figura 3.13 Base de ojos y servomotor.....	29
Figura 3.14 Bomba de sangrado	30
Figura 3.15 Leds indicadores	31
Figura 3.16 Tarjetas electrónicas	32
Figura 3.17 Diagrama de flujo	34
Figura 3.18 Interfaz Gráfica.....	35
Figura 3.19 Botones para la conexión Bluetooth.....	36
Figura 3.20 Activación de actuadores.....	36
Figura 3.21 Sonidos cardiacos y pulmonares.....	37
Figura 3.22 Reproducción de sonidos.....	37
Figura 3.23 Creación de aplicación.....	38

Figura 4.1 Prototipo electrónico Gineco - Obstétrico	41
Figura 4.2 Simuladores	42
Figura 4.3 Switches del fantoma	42
Figura 4.4 Simulador gineco - obstétrico	43
Figura 4.5 Pulsos del fantoma en brazos.....	43
Figura 4.6 Pulsos del fantoma en cuello	44
Figura 4.7 Ojos del fantoma.....	44
Figura 4.8 Sonidos de corazón	45
Figura 4.9 Sonidos de pulmones	45
Figura 4.10 Bomba de sangrado	46
Figura 4.11 Labios del fantoma	46
Figura 4.12 Voces del fantoma	47

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Valores de proteinuria.....	5
Tabla 2.2 Grados de hemorragias.....	6
Tabla 2.3 Dispositivos procesadores de datos.....	15
Tabla 3.1 Características del fantoma	19
Tabla 3.2 Distribución de actuadores.....	20
Tabla 3.3 Frecuencia cardiaca.....	22
Tabla 3.4 Frecuencia cardiaca fantoma.....	22
Tabla 3.5 Bits de envío de datos	24
Tabla 3.6 Datos de sonidos pulmonares.....	26
Tabla 3.7 Datos de sonidos cardiacos	28
Tabla 3.8 Movimiento de ojos	29
Tabla 3.9 Control de bomba.....	30
Tabla 3.10 Control leds	31
Tabla 4.1 Complicaciones postparto.....	39
Tabla 4.2 Simulación de complicaciones.....	40
Tabla 4.3 Complicaciones individuales del prototipo.....	48
Tabla 4.4 Pulsos	49
Tabla 4.5 Ojos	49
Tabla 4.6 Corazón	49
Tabla 4.7 Pulmones.....	49
Tabla 4.8 Cianosis.....	50
Tabla 4.9 Voces.....	50
Tabla 4.10 Sangrado.....	50
Tabla 4.11 Uso del simulador	52
Tabla 4.12 Fallas del prototipo.....	53

RESUMEN

La tasa de mortalidad materna en el Ecuador ocupa los primeros lugares en América del Sur. El deceso de la mujer después del parto puede ser evitado, siempre que el personal de salud cuente con el equipamiento necesario para estabilizar la condición médica de la paciente y tenga los conocimientos adecuados para controlar las complicaciones posparto.

El presente proyecto de titulación detalla el diseño e implementación de un simulador electrónico gineco – obstétrico, instalado en un fantoma de baja fidelidad. El prototipo consta de una interfaz gráfica, desarrollada para el control inalámbrico de los componentes electrónicos que simulan anomalías en: ojos, corazón, pulmones, puntos de pulso, sangrado y voces. La combinación de estos parámetros en conjunto, arma un escenario de simulación que se presenta como un caso clínico a los estudiantes. Durante la práctica el docente evalúa los procedimientos teóricos aprendidos en las clases que siguen para estabilizar el estado de salud de la paciente.

Este simulador recrea las complicaciones más comunes que una paciente puede presentar después de haber dado a luz, también simula patologías cardíacas y pulmonares que no se ven con regularidad en este tipo de pacientes, pero son un factor de riesgo dentro de las causas de muertes maternas.

El desarrollo de un simulador médico que permita a los estudiantes de las carreras de enfermería y medicina perfeccionar sus destrezas en el cuidado de una paciente con complicaciones de posparto, contribuye a que los futuros profesionales estén preparados para manejar estas situaciones de riesgo.

Abstract

The maternal mortality rate in Ecuador ranks first in South America. The death of women after childbirth can be avoided, provided that the health personnel have the necessary equipment to stabilize the patient's medical condition and have the appropriate knowledge to control postpartum complications.

This degree project details the design and implementation of a gynecological – obstetric simulator, installed in a low fidelity phantom. The prototype consists of a graphical interface, developed for wireless control of electronic components that simulate abnormalities in eyes, heart, lungs, pulse points, bleeding and voice. The combination of these parameters together, sets up a simulation scenario that is presented as a clinical case to the students. During practice, the teacher evaluates the theoretical procedures learned in the classes that follow to stabilize the patient's state of health.

This simulator recreates the most common complications that a patient can present after having given birth, also simulates cardiac and pulmonary pathologies that are not seen regularly in this type of patients, but are risk factor within the causes of maternal deaths.

The development of a medical simulators that allows students in nursing and medical major to improve their skills in the care of a patient with postpartum complications, helps future professionals be prepared to handle these risk situations.

INTRODUCCIÓN

El siguiente proyecto técnico detalla el diseño e implementación de un controlador electrónico capaz de simular complicaciones de riesgo en un fantoma que representa a una paciente que acaba de dar a luz. La finalidad del prototipo es recrear escenarios clínicos que permitan a los estudiantes perfeccionar sus destrezas en el cuidado de pacientes que presentan complicaciones postparto. El prototipo está compuesto de actuadores electrónicos que simulan complicaciones en los signos vitales de la paciente. La interfaz desarrollada se conecta de forma inalámbrica al fantoma modificado, un técnico operador se encarga de manejarla y evalúa junto con el docente el desempeño de los estudiantes durante las prácticas.

En el capítulo uno se presenta los antecedentes, problema, justificación y objetivos que dan pie al diseño e implementación del prototipo.

El capítulo dos se enfoca en determinar las complicaciones médicas que una paciente puede presentar después de dar a luz, además de los diferentes tipos de simuladores médicos que existen en el mercado.

En el capítulo tres se detalla el diseño e implementación del hardware y software del prototipo, la instalación de actuadores como motores, bomba y servomotor, elementos electrónicos como parlantes, leds, PCB, tarjetas de control y el funcionamiento de la interfaz gráfica.

El capítulo cuatro presenta las modificaciones realizadas en el fantoma de baja fidelidad, las pruebas de funcionamiento del prototipo, la validación realizada por los docentes de la Clínica de Simulación Médica y Robótica de la Universidad Central del Ecuador, las conclusiones y recomendaciones.

CAPÍTULO I

ANTECEDENTES

Este capítulo presenta los antecedentes para desarrollar el proyecto técnico, el planteamiento del problema encontrado, la justificación que permite solucionarlo y también los objetivos planteados.

1.1 Planteamiento del problema

Los estudiantes de medicina y enfermería en el área Gineco-Obstétrica del Ecuador tienen una formación práctica insuficiente a lo largo de su carrera, este problema se debe a la falta de simuladores clínicos adecuados para fortalecer sus conocimientos prácticos. Una vez culminados sus estudios superiores y comenzar a ejercer su profesión en hospitales o clínicas la falta de entrenamiento puede llevarlos a cometer errores que eleven el riesgo de complicación de la paciente.

La falta de conocimiento ante este tipo de complicaciones ha ocasionado que el riesgo de muerte materna en el país sea uno de los más altos en América del Sur. Hasta el año 2018 se han reportado 154 casos de descensos posparto y en lo que va del año 2019 se registran 14. Siendo una de las primeras causas la falta de personal capacitado en los establecimientos de salud. (Ministerio de Salud Pública, 2019)

1.2 Justificación

Las complicaciones obstétricas son potencialmente devastadoras tanto para la madre como para el bebé. En el año 2013 murieron 289.00 mujeres nivel mundial por complicaciones obstétricas. En el Ecuador hasta el año 2014 se registró una razón de mortalidad materna de 166 por cada 100000 niños nacidos vivos, siendo uno de los países con mayor tasa de mortalidad materna. (MSP, 2016).

El documento “Objetivos del Milenio” del año 2014, elaborado por la Secretaria Nacional de Planificación y desarrollo, menciona como uno de sus objetivos mejorar la salud materna. El fortalecimiento y expansión de servicios integrales de salud han permitido que la razón de mortalidad materna del Ecuador disminuya, llegando a 64

muerdes por cada 100000 niños nacidos vivos. (Secretaria Nacional, de Planificación y Desarrollo, 2014)

Las instituciones de educación superior especializadas en Ciencias Médicas han invertido en innovación tecnológica para mejorar la formación de sus estudiantes. Esta nueva metodología basada en la simulación robótica ha permitido que los alumnos mejoren sus destrezas en varias ramas de la medicina. (Veltanga, 2016). Sin embargo, los simuladores médicos que se pueden encontrar hoy en día el país no han tenido un gran avance el campo Gineco-Obstétrico. Esto se debe a que el principal proveedor de fantomas ha enfocado su desarrollo tecnológico en otras ramas de la medicina. Lo cual es contradictorio a la realidad nacional debido al gran número de muertes maternas en el Ecuador.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

- Desarrollar un prototipo electrónico Gineco - Obstétrico para la simulación de escenarios de complicaciones postparto con un fantoma de baja fidelidad.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Investigar las complicaciones que presenta una paciente postparto para la identificación de características posibles de simular.
- Relacionar las características con las complicaciones postparto para la selección de los actuadores electrónicos necesarios.
- Implementar el prototipo electrónico en un fantoma de baja fidelidad para la simulación, control y modificación de los parámetros del prototipo.
- Analizar el comportamiento del prototipo durante las prácticas de los estudiantes de medicina y enfermería para la validación de los escenarios clínicos planteados.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1 Maternidad de la mujer

A lo largo del periodo de gestación el estado de salud de la mujer y el bebé deben ser monitoreados constantemente para disminuir los posibles riesgos al momento del parto. Cuando llega el momento del alumbramiento la mujer atraviesa tres etapas previas. En la primera llamada dilatación se monitorea el estado del cuello uterino de la paciente. La segunda llamada Expulsivo ocurre cuando se puede ver la cabeza del bebé. Finalmente, la tercera conocida como Alumbramiento es la expulsión completa de la placenta. (UNICEF, 2014)

2.1.1 Medición de signos vitales

El ministerio de salud pública establece un protocolo para el monitoreo de signos vitales y claves obstétricas en la mujer que está a punto de dar a luz. El registro de los valores de signos vitales de la paciente sirve para detectar cualquier variación en la condición de salud de la futura madre. En caso de complicaciones, el control periódico del estado de salud de la paciente permite suministrar el cuidado necesario para estabilizar su condición de salud. (MSP, 2016, pág. 8)

2.1.2 Frecuencia respiratoria

Este parámetro es de gran importancia ya que es el principal indicador para determinar el más mínimo deterioro en el estado de salud de la paciente. Se lo realiza durante un minuto después de haber tomado la presión cardiaca. Este control se hace sin que la paciente lo note para que su respiración no cambie. Los valores normales en la respiración de la futura mamá deben ser de 12 a 22 respiraciones por minuto. (MSP, 2016, pág. 9)

2.1.3 Presión sanguínea

Para medir la presión sanguínea se debe utilizar un brazalete del tamaño correcto para ajustarse al brazo de la paciente. Además, se utiliza un estetoscopio para escuchar en donde caen los valores sistólico y diastólico. La presión normal debería marcar entre

120/80. Cuando la presión arterial es menor de 60/90 se la considera baja o hipotensión y sobre 140/90 se la considera alta o Hipertensión (MSP, 2016, pág. 9)

2.1.4 Frecuencia cardiaca

Para medir la frecuencia cardiaca se debe palpar la arteria radial ubicada en el brazo o la arteria braquial ubicada en el cuello. Los parámetros normales deben ser de 60 a 100 latidos por minuto. Si se rebaza estos límites, la causa puede ser alguna enfermedad que debe ser investigada en los antecedentes de la paciente. (MSP, 2016, pág. 9)

2.1.5 Saturación de oxígeno (SpO₂)

Este parámetro sirve para determinar el porcentaje de hemoglobina arterial saturada de oxígeno en la sangre. Hay que prestar mayor atención a este parámetro cuando la frecuencia respiratoria está alterada o si existe algún trastorno respiratorio. Los valores normales de SpO₂ varían de 94% al 100% (MSP, 2016, pág. 10)

2.1.6 Temperatura corporal

La temperatura se debe medir en un lugar adecuado como por ejemplo vía oral, axilar o en el tímpano. Por lo general, el lugar más idóneo para hacerlo es vía axilar. Los valores normales de temperatura son desde 35,6 °C a 37,2 °C. Las variaciones bruscas de temperatura son indicadores de posibles infecciones. (MSP, 2016, pág. 10)

2.1.7 Nivel de conciencia

El nivel de conciencia es la respuesta neurológica de la paciente. Se determina eligiendo un nivel de cuatro posibles. (MSP, 2016, pág. 10)

- Alerta
- Responde a voz
- Responde al dolor
- Ausencia de respuesta

2.1.8 Proteinuria

El examen de proteinuria mide la concentración de proteínas presentes en una muestra de orina. Este valor sirve para determinar posibles trastornos hipertensivos, daño en

los riñones o infecciones. (MSP, 2016, pág. 11). El valor normal de proteinuria de las primeras 24 horas debe ser (30 mg / dl), es decir (+). La tabla 2.1 muestra las complicaciones que la alteración de proteinuria provoca en la paciente (Pinillos, 2017)

Tabla 2.1 Valores de proteinuria

Traza	Cantidad (mg / dl)	Posibles daños
-	15 – 30	Ausencia de proteínas
+	30 – 100	Valor normal en adultos
++	100 – 300	Proteinuria patológica
+++	300 – 1000	Inflamación del riñón

Tabla de rangos de valores de proteinuria, Fuente: (Vanegas Arroyave & Arbaláez Gómez, 2017)

2.1.9 Complicaciones durante y después del parto

Las complicaciones más comunes durante y después del parto están relacionadas con alteraciones en los signos vitales. Estos valores anormales dependen de los antecedentes médicos de la paciente y de cómo la mujer llevó el periodo de gestación. (MSP, 2016, pág. 12)

La complicación más peligrosa que puede presentar una paciente son hemorragias obstétricas que se pueden presentar en cualquier lugar y en cualquier momento. La pérdida repentina de sangre en grandes cantidades después de un parto normal o por cesárea hace que la paciente presente alteraciones hemodinámicas (Alteración de los signos vitales). Estos cambios pueden provocar complicaciones como taquicardia o paros cardiorrespiratorios. (Rivera, 2018).

Las hemorragias se dividen en dos grupos, según el tiempo que ha pasado después del parto. La hemorragia postparto primaria se presenta en las primeras 24 horas y afecta aproximadamente al 70% de pacientes que padecen de atonía uterina (Incapacidad de contracción en el útero). La hemorragia postparto tardía puede aparecer desde las 24 horas hasta la semana 12 posterior al parto y se atribuye a infecciones o retención de placenta. (Condor Palacios & Naranjo Murgueytio, 2016, pág. 24).

Se considera que la paciente sufre una hemorragia cuando ha perdido más de 500 ml de sangre durante el proceso de parto normal. En partos por cesárea la se considera una hemorragia a la pérdida de más 1000 ml de sangre (Condor Palacios & Naranjo Murgueytio, 2016, pág. 20). Cuando existen hemorragias, la pérdida de gran cantidad

de sangre puede ocasionar shock hipovolémico. Esto provoca que el corazón no pueda bombear la suficiente cantidad de sangre para que los demás órganos sigan funcionando. Lo que puede desencadenar en daño cerebral, ataque cardíaco o la muerte. (Medline Plus, 2017)

Las hemorragias se clasifican en cuatro tipos que dependen de los signos vitales que la paciente presente y del volumen de sangre que ha perdido hasta el momento que se pudo contener el sangrado (Condor Palacios & Naranjo Murgueytio, 2016, pág. 24). En la tabla 2.2 se aprecia los valores de signos vitales y las cantidades de sangre que la paciente pierde según el tipo de hemorragia que presente.

Tabla 2.2 Grados de hemorragias

Gravedad de la hemorragia	Grado I	Grado II	Grado III	Grado IV
Pérdida de volumen de sangre (ml)	<750	750-1500	1500-2000	>2000
Pérdida de volumen de sangre (%)	15	30	30-40	>40
Frecuencia cardíaca	<100	100-120	120-140	>140
Presión arterial	Normal	Normal	Disminuida	Disminuida
Presión de pulso (mmHg)	Normal o aumentado	Disminuida	Disminuida	Disminuida

Tabla de grados de sangrado, Fuente: (Condor Palacios & Naranjo Murgueytio, 2016, pág. 25)

La infección puerperal es la principal complicación antes durante y después el parto. Su origen infeccioso ataca directamente a los órganos genitales y provoca fiebre debido a la activación de los mecanismos de defensa del organismo. Se puede producir por diferentes causas, ya sea por rotura de membranas, trabajo de parto prolongado, entre otras. (Moldenhauer, 2016)

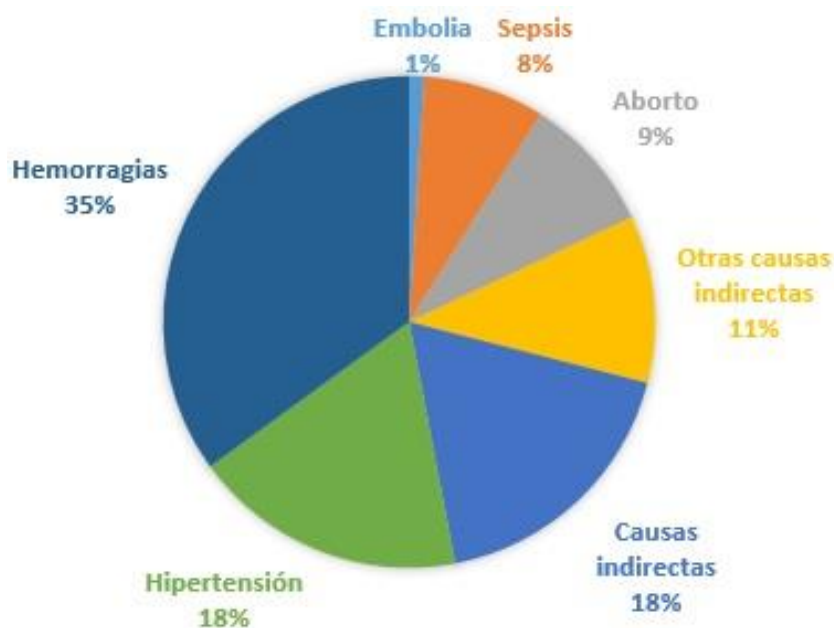
Un foco de riesgo importante son las varices, ya que pueden ocasionar flebitis o trombosis pulmonar. La fiebre es un indicador de esta patología. (Sanchez, 2017)

2.1.10 Estadísticas de muertes maternas

Se puede considerar como defunción materna a la muerte de la mujer durante su periodo de embarazo o dentro de los 42 días posteriores al alumbramiento. La muerte debe ser relacionada con situaciones que agraven el embarazo de forma directa o indirecta. (MSP, 2016)

En el Ecuador las principales causas de mortalidad materna son las hemorragias postparto e hipertensión. Las causas indirectas como patologías cardíacas, Virus de Inmunodeficiencia Humana (VIH) o el Síndrome de Inmunodeficiencia Adquirido (SIDA) también presentan un factor de riesgo a la vida de la paciente (Condor Palacios & Naranjo Murgueytio, 2016, pág. 32). Estas complicaciones en conjunto abarcan el 53% de las muertes materna, como se puede ver en la figura 2.1.

Figura 2.1 Causas de mortalidad materna



Porcentajes de causas de muertes maternas, Fuente: (INEC, 2017)

Según el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC) hasta el año 2015 se han reportado 150 muertes maternas por cada 336.441 nacimientos, que equivale una razón de mortalidad materna de 44,58. La razón de muerte materna determina la frecuencia de fallecimientos en mujeres que tienen ente 10 a 49 años de edad hasta los 42 días después del embarazo, en relación al número total de nacidos vivos. (INEC, 2017)

2.2 Simuladores médicos

El simulador medico (fantoma) representa a un hombre, mujer o niño de tamaño natural que recrea una situación real de problemas clínicos que se pueden presentar en una emergencia médica. Tienen como objetivo mejorar la calidad del aprendizaje y la práctica de los estudiantes de medicina y enfermería. (Laerdal, 2019)

2.2.1 Reseña histórica

La enseñanza dentro de la cátedra de medicina ha mejorado desde el uso de simuladores. Estos tienen sus orígenes en la antigüedad cuando se construían modelos de barro y piedra para señalar enfermedades y sus efectos en el ser humano, también se usaban frutas como melones para simular incisiones y suturas. El uso de animales contribuyó a aumentar la habilidad médica de los cirujanos de la edad media. En París durante el siglo XVIII, se desarrolló un maniquí obstétrico hecho de una pelvis humana y de un niño muerto al cual se lo denominó “El Fantasma”, este maniquí ayudó a los obstetras a comprender las técnicas del parto, provocando una reducción de mortalidad materna e infantil. (Neri, 2017)

Los fantasmas utilizados la enseñanza de la medicina, como se la conoce en la actualidad, tiene su origen en los años 20, en la aviación, con simuladores de vuelo para pilotos. Después de la segunda mitad del siglo XX con la colaboración de médicos y fabricantes de juguetes se desarrollaron modelos de reanimación cardiopulmonar de bajo costo. Más adelante se desarrollaron modelos de simuladores que puedan reproducir de forma más precisa las características del ser humano, como reproducción de ruidos respiratorios y cardiacos, pulsos y respuestas fisiológicas en tiempo real mediante el uso de un ordenador. Hoy en día las reformas educativas han llevado a aplicar innovaciones tecnológicas en los fantasmas para incrementar las habilidades de cuidados clínicos de los estudiantes de medicina y enfermería. (Neri, 2017)

2.2.2 Simulador de baja fidelidad

Son simuladores mecánicos que no contienen ningún dispositivo electrónico, neumático o hidráulico. Son usados para el entrenamiento parcial de estudiantes de medicina y enfermería. Permiten desarrollar habilidades de bajo realismo y fácil manejo para estudiantes que están empezando sus estudios. (Falcón, 2016)

El fantoma posee tubos de plástico delgado en los brazos que se usan para simular la inserción de un catéter dentro de un vaso sanguíneo, esto permite que el estudiante puede practicar como tomar muestras de sangre, introducir medicamentos o nutrientes al torrente sanguíneo del paciente. (Peña, 2019)

La vía aérea del simulador posee tráquea y fosas nasales que permiten simular la colocación de una sonda. El estudiante puede aprender la forma correcta de suministrar oxígeno, medicamento, anestesia, eliminar los bloqueos de las vías respiratorias y apoyar la respiración en ciertas enfermedades pulmonares. (Borke, 2019)

El fantoma posee un sistema que simula la reanimación cardiopulmonar (RCP). Esto permite al estudiante practicar este procedimiento de emergencia para ayudar a personas con un ataque cardiaco o cuasiahogamineto que se produce cuando se detiene la respiración o los latidos del corazón de una persona. (Neumar, 2019)

Como se muestra en la figura 2.2 el fantoma simula a una persona adulta con alguna dolencia. Se lo representa como un cuadro clínico por el instructor, los participantes utilizan procedimientos clínicos básicos, para evaluar signos vitales y aplicar técnicas psicomotoras. (Acevedo, 2018)

Figura 2.2 Fantoma de baja fidelidad



Simulador Mr. Hurt de baja fidelidad, Fuente: (Falcón, 2016)

2.2.3 Simuladores de mediana fidelidad

Son simuladores constituidos por un módulo de enlace electrónico que le permite al estudiante interactuar con el paciente como se muestra en la figura 2.3. Estos simuladores poseen un software para controlar varias funciones. Se los denomina simuladores de mediana fidelidad porque son capaces de recrear destrezas y habilidades de un paciente estandarizado. Es un sistema virtual que ayuda a entender

y mostrar de manera más realista la forma de realizar un proceso de enfermería. (Falcón, 2016)

El fantoma es controlado por medio de un software que es manejado por un operador, esta persona puede hacer cambios en los parámetros médicos sobre la marcha de manera manual. Se puede usar los mismos escenarios en los pacientes varias veces optimizando el tiempo de aprendizaje. También permite pausar la simulación para realizar revisiones de las habilidades del alumno. (Laerdal, 2019)

El fantoma posee parlantes colocados en los focos de auscultación. Están ubicados en el pecho donde se encuentra los pulmones y el corazón. Se puede modificar los sonidos dependiendo del grado de dificultad que se requiera y para que el estudiante identifique afecciones según los sonidos reproducidos. (Falcón, 2016). Este tipo de simulador posee un sistema de bombas que simulan el sangrado excesivo que se puede producir por diferentes heridas. (Stanford Children's Health, 2019).

Figura 2.3 Fantoma de mediana fidelidad



Simulador de mediana fidelidad, Fuente: (Laerdal, 2019)

2.2.4 Simuladores de alta fidelidad

Son simulador que representan a un paciente casi humano, son muy sofisticados y pueden dar una sensación de interactuar con ellos, por lo que el aprendizaje con estos representa un escenario muy aproximado a la realidad. (Falcón, 2016). Los simuladores de esta clase vienen con un monitor de signos vitales y una interfaz de manejo como se muestra en la figura 2.4.

Figura 2.4 Fantoma de alta fidelidad



Simulador SimMan 3G de alta fidelidad, Fuente: (Laerdal, 2019)

2.2.5 Simuladores gineco-obstétrico

El simulador representa a una mujer de tamaño natural, capaz de recrear una situación real de problemas clínicos que se pueden presentar después del parto, con el propósito de fomentar la práctica, el aprendizaje, la evaluación, pruebas o para comprensión de los sistemas de acción humanas. (Laerdal, 2019). La figura 2.5 muestra un fantoma capaz de simular el proceso de parto, donde los estudiantes pueden extraer al bebé de del vientre de la paciente.

Figura 2.5 Fantoma obstétrico de baja fidelidad



Simulador SimMom obstétrico de baja fidelidad, Fuente: (Laerdal, 2019)

2.2.6 Funciones de un simulador gineco-obstétrico de mediana fidelidad

El fantoma se constituye de elementos electrónicos, que se encargan de simular las funciones básicas de un ser humano. Los actuadores están comandados por una interfaz gráfica. El operador es el encargado de modificar los valores de signos vitales

y las funciones corporales del fantoma según el procedimiento clínico que los estudiantes realicen. (Laerdal, 2019). Como se puede observar en la figura 2.6 el simulador posee un módulo electrónico para conectarse a la interfaz de control y otros accesorios como bebés y polímeros que cubren el vientre.

2.2.7 Puntos de pulso

Los puntos de pulso en el fantoma están distribuidos a lo largo de brazos y cuello.

- Pulsos radiales: Ubicado en la parte lateral de las muñecas.
- Pulso braquial: Situado en la unión de los bíceps y los tríceps.
- Pulso carotideo: Se encuentra en el cuello.

La frecuencia de los pulsos es controlada por el ordenador y varía en cuatro estados. Pulso alto, medio, bajo y sin pulso. Estas opciones cambian según el procedimiento clínico que los estudiantes realicen con el simulador. (Laerdal, 2019)

2.2.8 Ojos

Su movimiento varía en tres posiciones. El primer estado hace que el fantoma tenga los ojos abiertos. La segunda opción hace que los ojos se encuentren semi abiertos y la tercera hace que el fantoma cierre los ojos completamente. (Laerdal, 2019)

2.2.9 Sonidos cardiacos y pulmonares

Estos sonidos son pregrabados y simulan algunas anomalías en el corazón o pulmones que pueden ser captadas utilizando el fonendoscopio. (Laerdal, 2019)

2.2.10 Hemorragias

Las hemorragias son simuladas con una electrobomba. El técnico operador se encarga de la activación y tiempo de sangrado del fantoma. (Laerdal, 2019)

Figura 2.6 Fantoma obstétrico de mediana fidelidad



Simulador Noelle S560 obstétrico de mediana fidelidad, Fuente: (Falcón, 2016)

2.3 Diagrama de bloques

El sistema electrónico encargado de controlar al simulador está definido por el diagrama de bloques mostrado en la figura 2.7. El sistema se compone por una interfaz gráfica manejada por una computadora, en esta etapa de entrada se envía información al microcontrolador para que la procese y envíe las señales electrónicas correspondientes a cada actuador. (Gallardo, 2017)

Figura 2.7 Sistema Electrónico



Sistema de control de fantoma, Fuentes: Autores.

2.3.1 Interfaz gráfica de usuario

También se la conoce como GUI por sus siglas en inglés (Graphical User Interface), es el nexo entre el usuario y la planta, se la utiliza para mostrar de forma visual todas sus características de la máquina. El software debe ser muy sencillo de utilizar para el operador ya que la gran variedad de dispositivos de entrada permite que la interfaz pueda ser gráfica o táctil como se muestra en la figura 2.8 o por medio de interacción directa con la máquina (NeoAtatck, 2018).

Figura 2.8 Interfaz gráfica



Interfaz gráfica de usuario, Fuente: (Treviño, 2017)

2.3.2 Dispositivos de procesamiento de datos

Los dispositivos de procesamiento de información mostrados en la tabla 2.3 reciben una señal en el puerto de entrada y envían una señal de salida por otro puerto. La lógica de recepción y envío de señales depende de operaciones lógicas, algoritmos de programación o cálculos matemáticos. Existen diversos dispositivos para el procesamiento de señales. (Collaguazo, 2018)

Tabla 2.3 Dispositivos procesadores de datos

Dispositivos	Descripción	Aspecto
Microcontroladores	Es considerado una mini computadora con puertos de entrada y salida fáciles de programar. Se lo usa con fines didácticos y de manufactura. (Buchelli Naranjo & Torres Santos, 2017)	
PLC (Controlador Lógico Programable)	Es un equipo especializado para la industria, toma la información de sensores para controlar una variedad de actuadores en tiempo real. (Isaiah, 2019)	
FPGA (Matriz de compuertas reprogramable de campo)	Esta matriz está compuesta principalmente por cables, compuertas lógicas biestables y puertos de entrada y salida. Es usada en aplicaciones de alta velocidad y precisión. (Crespo, 2017)	

Elementos controladores de sensores y actuadores. Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

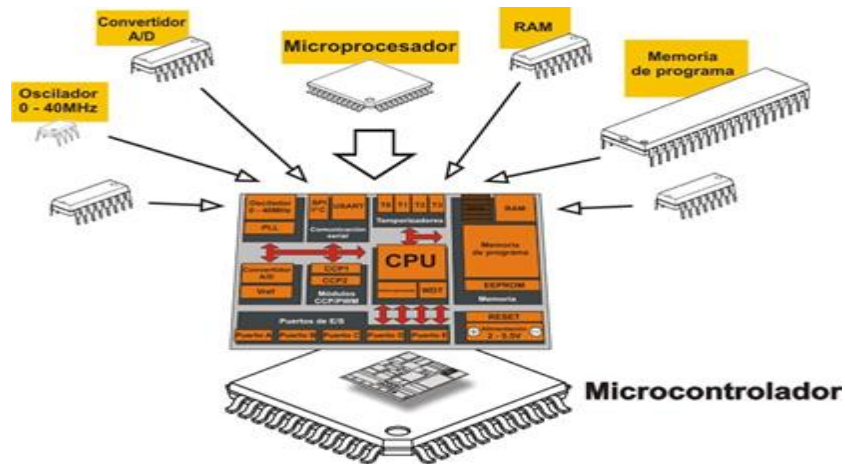
2.3.3 Microcontroladores

Los microcontroladores han revolucionado la industria tecnológica ya que se han abierto campo en todas las áreas de desarrollo desde la medicina hasta el sector industrial. Su velocidad de procesamiento y exactitud permite que las funciones que le son asignadas se realicen de manera óptima. (Sánchez, 2016)

Como muestra el esquema de la figura 2.9 un microcontrolador se puede considerar como un pequeño computador dentro de un circuito integrado. Este elemento está

compuesto por un procesador, memoria de programa y datos, puertos de entrada y salida, su forma de programación es sencilla. (Buchelli Naranjo & Torres Santos, 2017)

Figura 2.9 Elementos de un microcontrolador



Estructura interna de un microcontrolador, Fuente: (Acero, 2014)

2.3.4 Elementos actuadores

Se conoce como elementos actuadores a los que transforman la energía de una señal eléctrica a energía mecánica, acústica o lumínica. También existen elementos de tipo indicador que permiten visualizar información importante para el usuario. (Collaguazo, 2018). En la figura 2.10 se muestra la variedad de elementos actuadores que se pueden encontrar en el mercado.

Figura 2.10 Elementos actuadores



Elementos actuadores tipo DC, Fuente: (Collaguazo, 2018)

CAPÍTULO III

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL PROTOTIPO GINECO – OBSTÉTRICO

En este capítulo se detalla el diseño del hardware y software del simulador gineco-obstétrico. La figura 3.1 muestra el diagrama de bloques con las etapas empleadas para el desarrollo del simulador.

Figura 3.1 Diagrama de bloques del prototipo

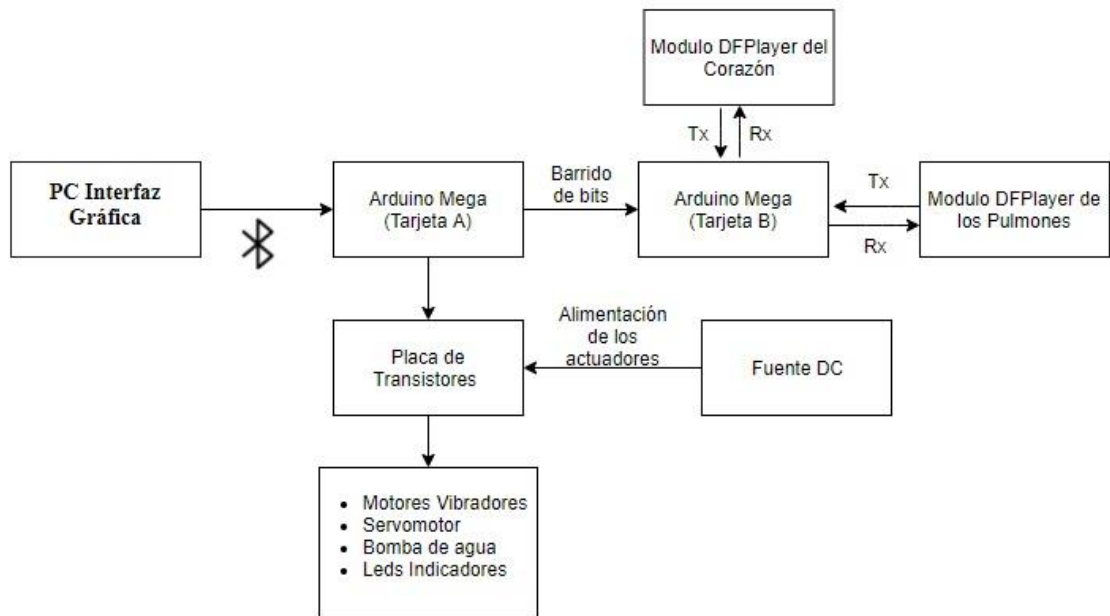


Diagrama de bloques del prototipo desarrollado, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.1 Descripción del manejo del simulador

El simulador representa a una mujer adulta de entre 30 a 39 años que sufre de complicaciones posparto y necesita atención médica urgente para estabilizar su condición de salud. Como se muestra en la figura 3.2 el simulador es controlado por una interfaz gráfica de computador y necesita de un técnico operador para funcionar. Los parámetros de simulación que el fantoma es capaz de recrear se detallan en la tabla 3.1.

Figura 3.2 Simulador



Manejo de simulador, Fuente: (Laerdal, 2019)

Tabla 3.1 Características del fantoma

Indicador	Estado	
Ojos	Abiertos	
	Medio (Obnubilados)	
	Cerrados	
Labios	Normales	
	Cianosis	
Corazón	Normal	
	Taquicardia	
	Soplo de Austin Flit	
	Soplo Diastólico	
	Soplo Holo sistólico	
	Comunicación Interauricular	
	Soplo septal	
Pulmones	Normal	
	Sibilancias (Espiratoria)	
	Estridor (Inspiratorio)	
	Crepitantes (Inspiratorio)	
	Subcrepitantes (Inspiratorio)	
	Estertores Húmedos(Inspiratorio)	
Puntos de pulso	Radial	Taquicardia
		Normal
		Bradicardia
	Braquial	Taquicardia
		Normal
		Bradicardia
	Carotideo	Taquicardia
		Normal
		Bradicardia
Hemorragia	Sin sangrado	
	Sangrado	
Voces		

Parámetros de simulación del fantoma, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.2 Descripción de la comunicación entre interfaz y simulador

El operador elige una opción de la interfaz, el computador envía datos de tipo carácter por un puerto virtual serial enlazado al bluetooth de la máquina. Este carácter es recibido por un módulo bluetooth y lo envía de nuevo por un puerto serial a la tarjeta controladora. Una vez que la tarjeta recibe el dato se encarga de realizar la ejecución enlazada por programación al carácter recibido.

3.3 Hardware

Para el desarrollo del prototipo se investigó junto con el docente técnico las posibles patologías que una paciente posparto puede presentar. Una vez que se identificó las complicaciones clínicas más comunes se realizó la selección de los actuadores electrónicos capaces de simular estas patologías.

3.4 Modificaciones en la estructura del fantoma

El fantoma adquirido tiene piezas plásticas internas que simulan corazón, pulmones y costillas. El resto de partes como cabeza, brazos y estomago son huecas. Los cortes e instalación de soportes en la estructura del simulador permitieron fijar los actuadores electrónicos de forma segura en cada parte del cuerpo para soportar movimientos bruscos por parte de los estudiantes durante las prácticas.

3.5 Instalación de tarjetas electrónicas y microcontroladores

Los actuadores electrónicos instalados en el fantoma son controlados por dos tarjetas Arduino Mega 2560, sus especificaciones técnicas se detallan en el anexo A. En la tabla número 3.2 se detalla la conexión de los actuadores a cada tarjeta y se las identifica para referirse a ellas en los puntos siguientes. Se utilizó dos tarjetas Arduino, la primera controla motores, servomotores, leds y bomba, la segunda controla los reproductores de sonidos cardiacos y pulmonares, de esta manera se elimina la interferencia auditiva en los parlantes generada por el resto de elementos.

Tabla 3.2 Distribución de actuadores

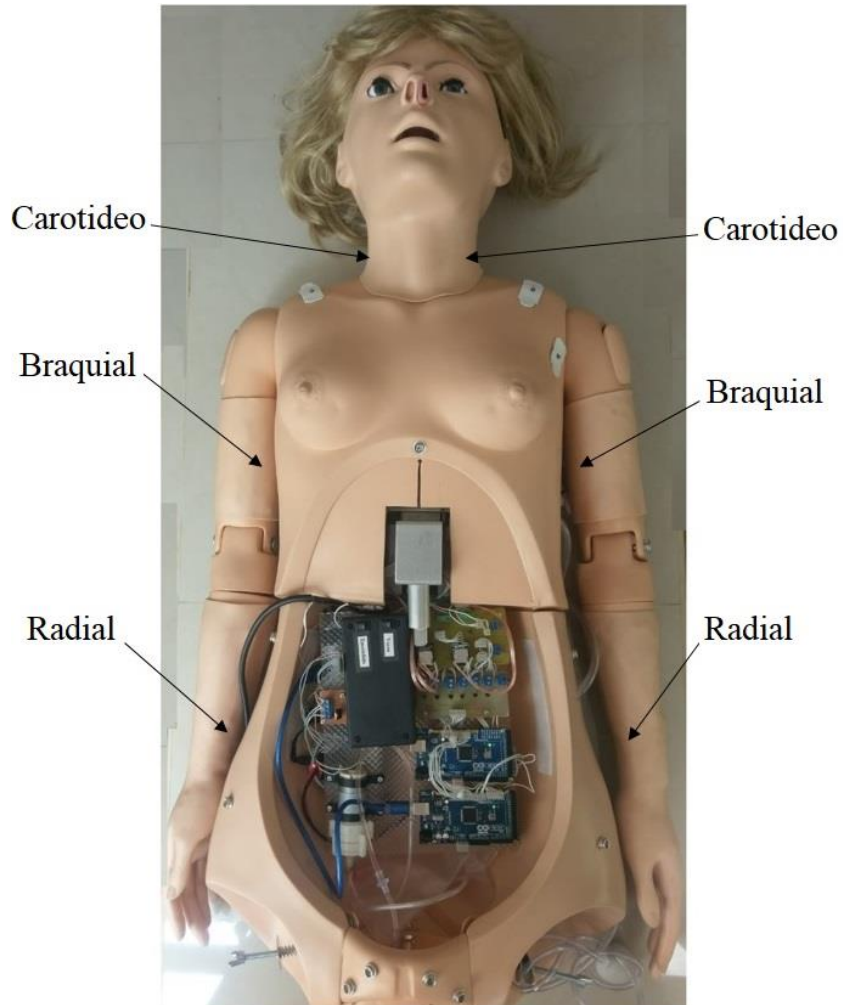
Identificación	Actuadores	Pines	
		TX	RX
Tarjeta A	Módulo bluetooth receptor	1	0
	Leds indicadores de cianosis	2	
	Ojos	3	
	Motores vibradores	14-19	
	Bomba de sangrado	20	
Tarjeta B	Módulo de audio corazón	13	12
	Módulo de audio pulmones	11	10

Conexión de actuadores a las tarjetas controladoras, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.6 Instalación de puntos de pulso

Se realizó seis orificios ubicados en los puntos de pulso biológicos del ser humano como se muestra en la figura 3.3. Las adecuaciones para simular pulso en la paciente se realizaron en ambas extremidades superiores, a la altura del brazo y antebrazo, también en ambos lados del cuello.

Figura 3.3 Puntos de pulso fantoma



Lugares de instalación de puntos de pulso, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Como se muestra en la figura 3.4 se realizó un orificio de 12 mm de diámetro donde se colocó un motor vibrador circular de 10 mm de diámetro por 2,7 mm de espesor recubierto por una esponja para que el foco de vibración se reduzca al punto deseado.

Figura 3.4 Motores vibradores



Instalación de motores simuladores de pulso, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

La frecuencia de activación de los motores varía en tres parámetros relacionados con el número de latidos por minuto acorde a la edad de la paciente. Como se puede observar en la tabla 3.3.

Tabla 3.3 Frecuencia cardíaca

Parámetro	Latidos por minuto (Investigado)
Alto	Más de 98
Medio	60 – 98
Bajo	Menos de 60

Valores de frecuencia cardíaca para personas de 30 a 39 años, Fuente: (MSP, 2016, pág. 9)

Con los rangos de latidos por minuto correspondientes a la edad de la mujer que el fantoma representa, se determinó en conjunto con el docente técnico encargado de la validación del prototipo el número de latidos por minuto para cada parámetro. La tabla 3.4 muestra los valores asignados en cada parámetro y el carácter asignado desde la interfaz gráfica.

Tabla 3.4 Frecuencia cardíaca fantoma

Parámetro	Latidos por minuto (Implementado)	Caracter enviado
Alto	120	“f”
Medio	70	“e”
Bajo	50	“d”
Sin pulso	0	“g”

Valores de frecuencia cardíaca implementados, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Los motores son controlados por una placa compuesta por seis transistores 2n3904, como muestra la figura 3.5. Cada uno recibe su propia señal de tipo PWM (Modulación por ancho de pulso) por sus siglas en inglés, de la Tarjeta A. La variación de ancho de pulso sirve para calibrar la fuerza de los motores, de esta manera se redujo la vibración al punto de pulso indicado.

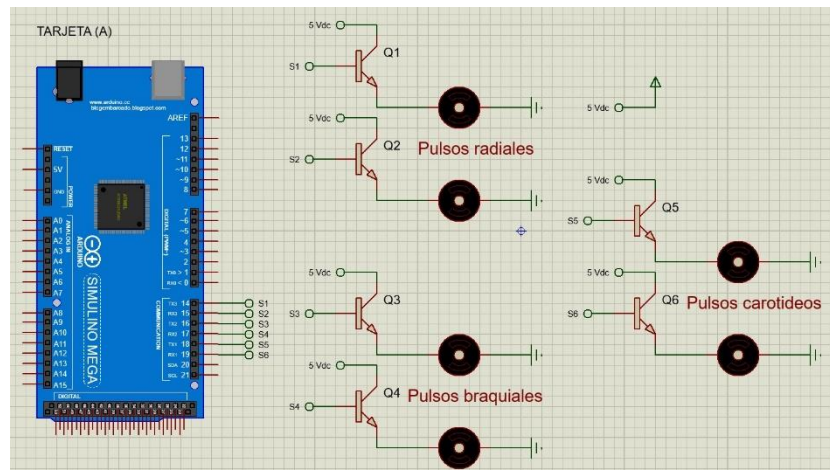
Figura 3.5 Placa de transistores



Placa controladora de motores vibradores, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

En la figura 3.6 se muestra el esquema de conexión de la Tarjeta A y la placa de transistores, también indica los pines de conexión a cada motor en los puntos de pulso del fantoma.

Figura 3.6 Diagrama motores vibradores



Conexión de motores a tarjeta controladora, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.7 Envío y recepción de datos entre tarjetas A y B

La tarjeta A, a la vez que se encarga de controlar los actuadores que le corresponden envía bits de información a la tarjeta B, indicándole que sonido debe reproducir y en que órgano debe hacerlo. La información se envía a través de tres bits para la reproducción de los sonidos corazón y otros tres bits para los sonidos pulmonares. La tabla 3.5 detalla la conexión de cada bit entre ambas tarjetas.

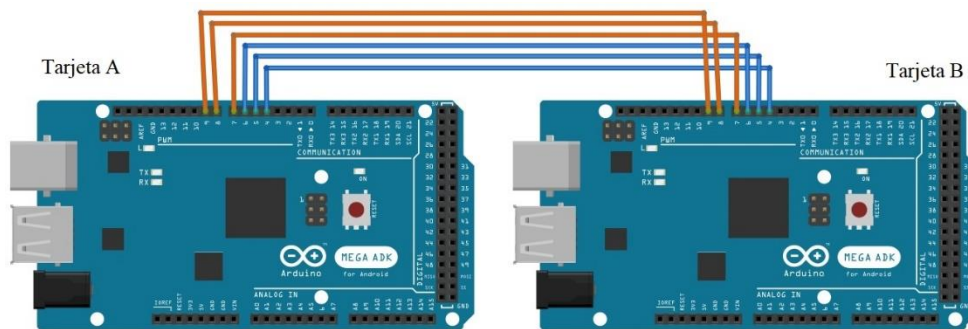
Tabla 3.5 Bits de envío de datos

Tarjeta A		Tarjeta B
Sonidos cardiacos		
Pin 4	→	Pin 4
Pin 5	→	Pin 5
Pin 6	→	Pin 6
Sonidos pulmonares		
Pin 7	→	Pin 7
Pin 8	→	Pin 8
Pin 9	→	Pin 9

Bits de asignación de sonidos entre tarjetas, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Cuando la tarjeta A recibe el dato de la interfaz gráfica indicándole que debe reproducir algún sonido; esta envía la combinación respectiva de bits a la tarjeta B que reproduce el sonido enlazado a dicha combinación a través del DFPlayer Mini. La figura 3.7 muestra el esquema de conexión entre ambas tarjetas para la transmisión de bits de sonidos cardiacos y pulmonares.

Figura 3.7 Conexión entre tarjetas

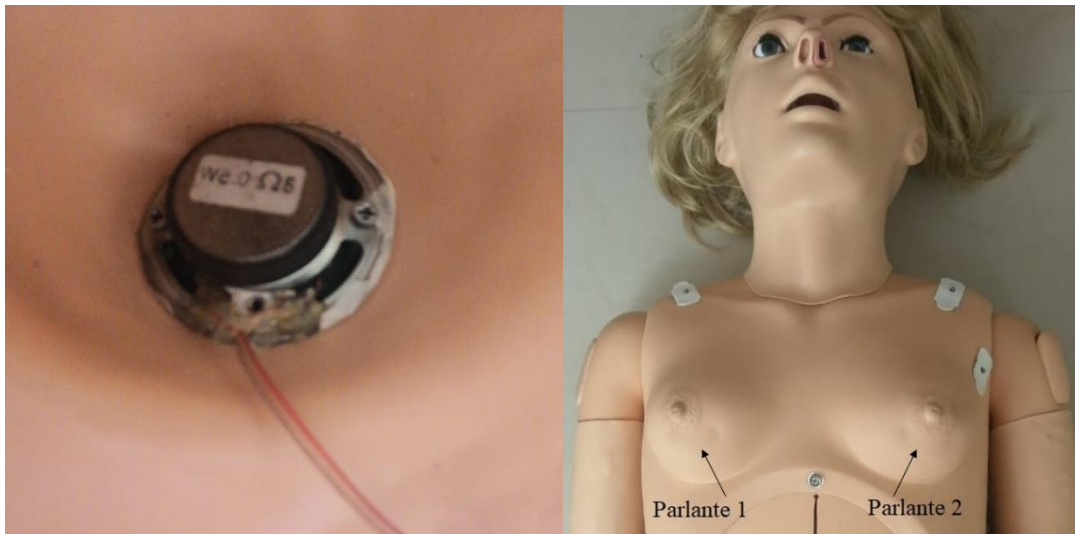


Envío de datos tarjetas A y B para reproducción de sonidos, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.8 Instalación de parlantes en pulmones

Los parlantes que emiten el sonido pulmonar están ubicados en la parte interna de los pechos del fantoma como se puede ver en la figura 3.8. La ubicación de estos dispositivos permite que el sonido se propague hacia la parte inferior de la caja torácica de la misma forma que en el ser humano.

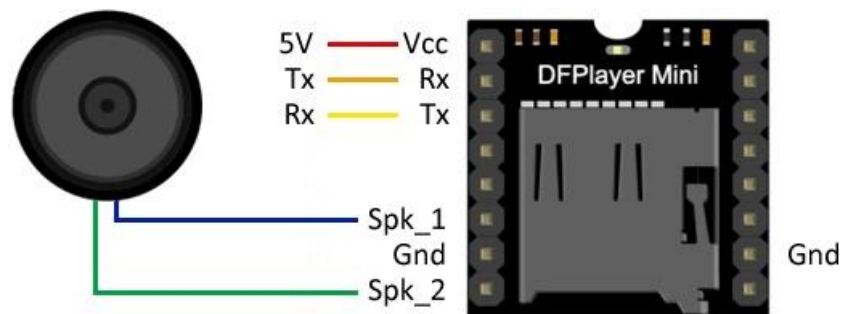
Figura 3.8 Parlante en pulmón



Instalación de parlantes en la cavidad pulmonar, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Los parlantes colocados tienen una potencia de 0,5 W e impedancia de 8Ω , están conectados a un dispositivo de reproducción de archivos .mp3 llamado DFPlayer Mini. En la figura 3.9 se puede ver la distribución de pines y cuáles de ellos se utilizó. La elección de estos parlantes se realizó en base a los datos técnicos del módulo DFPlayer mini donde se especifica que son capaces de soportar parlantes de estas dimensiones sin necesidad de fuentes externas. Otros datos técnicos de interés se muestran en el anexo A.

Figura 3.9 DFPlayer Mini



Conexión de pines al módulo de reproducción de sonidos, Fuente: (Llamas, 2019)

La tarjeta B y el dispositivo DFPlayer Mini se comunican de forma serial. Este dispositivo cuenta con una ranura para tarjeta Micro Sd, donde los archivos .mp3 están grabados de forma numerada empezando desde 0000. Cada sonido de las patologías tiene su propia numeración, por lo tanto espera la instrucción recibida de la interfaz

gráfica para reproducirse de manera repetitiva. El enlace de los datos enviados desde el computador hasta el módulo DFPlayer Mini se muestra en la tabla número 3.6.

Tabla 3.6 Datos de sonidos pulmonares

Caracter enviado	Combinación de bits			No. de pista	Sonidos
	Pin 9	Pin 8	Pin 7		
“p”	0	0	1	0000	Normal
“q”	0	1	0	0001	Sibilancias (Espiratoria)
“r”	0	1	1	0002	Estridor (Inspiratorio)
“s”	1	0	0	0003	Crepitantes (Inspiratorio)
“t”	1	0	1	0004	Subcrepitantes (Inspiratorio)
“u”	1	1	0	0005	Estertores Húmedos(Inspiratorio)
“v”	0	0	0		Sin sonido

Enlace de datos a sonidos de patologías pulmonares, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

El esquema de conexión del módulo DFPlayer Mini y la tarjeta Arduino Mega se muestra en la figura 310.

Figura 3.10 Conexión serial DFPlayer Mini de pulmones y corazón

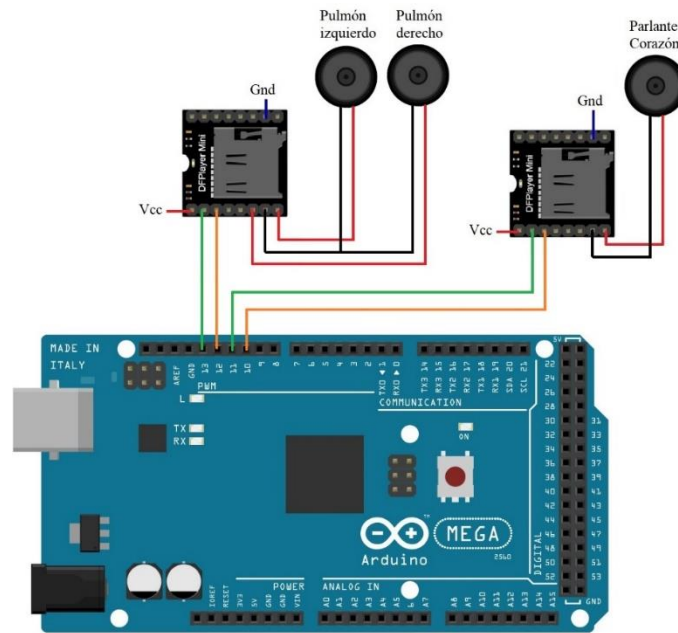


Diagrama de conexión de parlantes, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.9 Instalación de parlante en corazón

El parlante encargado de reproducir los ritmos cardiacos se encuentra ubicado sobre la caja torácica del fantoma como muestra la figura 3.11. La instalación de este dispositivo en la posición indicada permite que los sonidos se propaguen hacia la parte superior izquierda del pecho.

Figura 3.11 Parlante de corazón



Instalación de parlante de corazón en caja torácica, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Las consideraciones técnicas tomadas en cuenta para el uso de este parlante fueron las mismas que en los parlantes de los pulmones. La comunicación serial entre el DFPlayer Mini de este parlante y la tarjeta B se muestra en la figura 3.10. El enlace de

datos desde la interfaz gráfica al módulo DFPlayer Mini se muestra en la tabla número 3.7.

Tabla 3.7 Datos de sonidos cardiacos

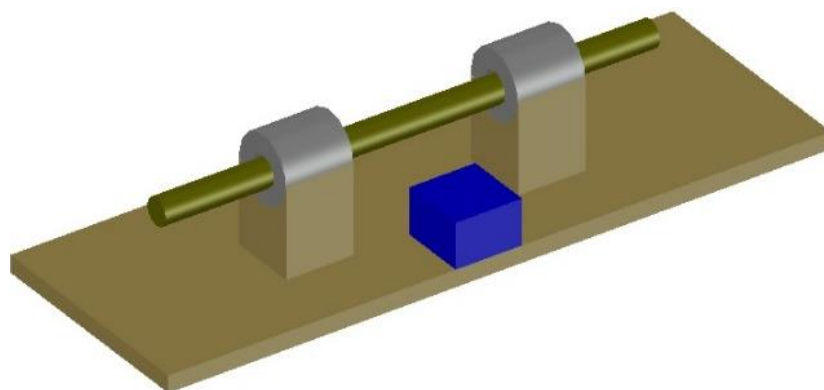
Caracter enviado	Combinación de bits			No. de pista	Sonidos
	Pin 6	Pin 5	Pin 4		
“h”	0	0	1	0000	Normal
“i”	0	1	0	0001	Taquicardia
“j”	0	1	1	0002	Soplo de Austin Flit
“k”	1	0	0	0003	Soplo Diastólico
“l”	1	0	1	0004	Soplo Holo sistólico
“m”	1	1	0	0005	Comunicación Interauricular
“n”	1	1	1	0006	Soplo septal
“o”	0	0	0		Sin sonido

Enlace de datos a sonidos de patologías cardiacas, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.10 Instalación de ojos

Los ojos del fantoma están anclados a un eje circular de 11 cm de largo y 5 mm de diámetro. Se utilizó dos rulimanes de 5 mm de diámetro interno y 1,5 cm de diámetro externo a cada lado del eje para darle movilidad. En la parte intermedia del eje está ubicada una polea, la cual se une al eje del micro servomotor para transferir el movimiento. La figura 3.12 muestra el esquema de la base donde se ubican los ojos.

Figura 3.12 Base de ojos

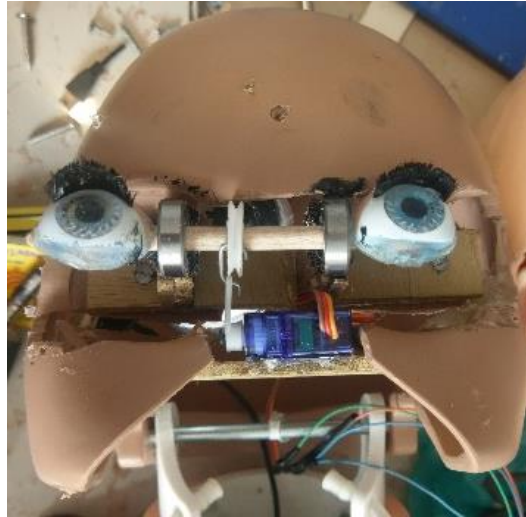


Diseño de soporte para ojos de fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

La base de los ojos es tabla triplex de 5 mm de espesor. Se escogió este material debido a que la rigidez del cráneo no permite colocar materiales plásticos ya que los deforma

o no permite que la sujeción sea segura. El micro servomotor se ubicó en la parte inferior intermedia de los globos oculares como muestra la figura 3.13.

Figura 3.13 Base de ojos y servomotor



Instalación de base y servomotor de ojos del fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

La tabla 3.8 muestra los ángulos de rotación del eje del servomotor que hace posible que los ojos del fantoma se abran, cierren u obnubilen y también los caracteres enviados desde la interfaz gráfica para cada acción. Las especificaciones del micro servomotor utilizado se detallan en el anexo A.

Tabla 3.8 Movimiento de ojos

Posición de ojos	Grados (°)	Caracter enviado
Abiertos	90	“a”
Obnubilados	110	“c”
Cerrados	150	“b”

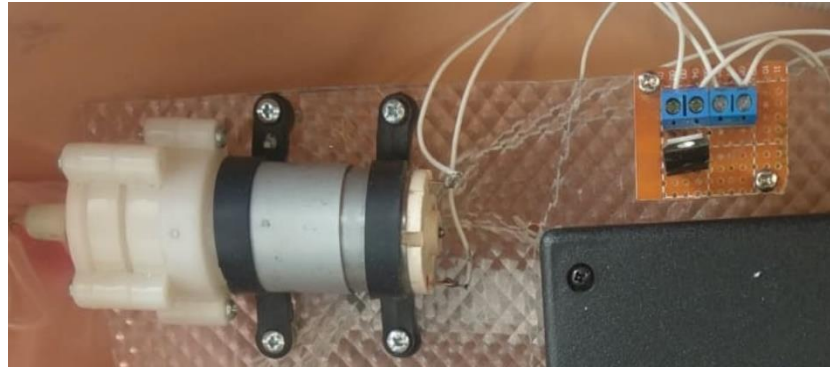
Grados de rotación para movimiento de ojos, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.11 Instalación de bomba de sangrado

La bomba instalada que se muestra en la figura 3.14 necesita de 3 a 12 Vdc para funcionar. Es capaz de succionar 2 l/min. Posee una caja reductora encargada de expulsar el líquido con un caudal constante. Esta característica permite que el sangrado de la paciente se simule con más realismo. El anexo A muestra a detalle las características de este elemento. La tarjeta A envía la señal de activación a un TIP 122

de propósito general que se encarga de activar la bomba por medio de una fuente externa.

Figura 3.14 Bomba de sangrado



Conexión de bomba a TIP 122, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Los caracteres que se envían desde la interfaz del computador para activar y desactivar la bomba se muestran en la tabla 3.9.

Tabla 3.9 Control de bomba

Caracter enviado	Acción
“x”	Activar bomba
“z”	Desactivar bomba

Caracteres que controlan bomba de sangrado, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.12 Instalación de leds en labios

Se instalaron seis leds en la boca del fantoma para simular la coloración purpura de la cavidad oral conocida como cianosis. Los leds se encuentran ubicados detrás de los terceros molares y detrás de los labios como se muestra en la figura 3.15.

Figura 3.15 Leds indicadores



Simulación de cianosis con leds, Fuentes: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Los caracteres que activan y desactivan los leds se muestran en la tabla 3.10.

Tabla 3.10 Control leds

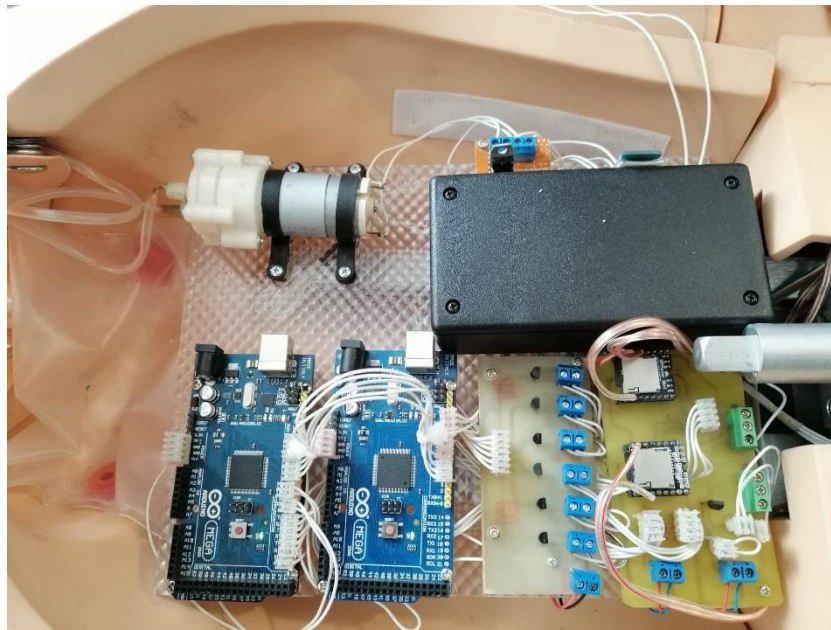
Carácter enviado	Acción
“w”	Encender leds
“y”	Apagar leds

Caracteres enviados para encender y apagar leds, Elaborador por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.13 Instalación de tarjetas electrónicas dentro del fantoma

Las tarjetas controladoras y placas realizadas están colocados en el vientre del fantoma. De la parte lateral del simulador sale un cable para conectarlo a 110 Vac y el ducto de ingreso de líquido de la bomba. En la figura 3.16 se pueda apreciar la instalación física de todos los dispositivos mencionados.

Figura 3.16 Tarjetas electrónicas



Instalación de tarjetas electrónicas y placas en el fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.14 Software

La programación de la interfaz gráfica del simulador se realizó en el software Microsoft Visual Estudio a petición de la persona auspiciante. Este entorno de desarrollo integrado (IDE) por sus siglas en inglés es compatible con sistema operativo Windows, se adapta a varios lenguajes de programación como Visual Basic, Visual C# y Visual C++ y permite desarrollar aplicaciones de escritorio y aplicaciones móviles. (Hamano, 2016)

3.15 Desarrollo de la interfaz gráfica

A continuación, se muestra de forma general los pasos a seguir para el desarrollo de la interfaz gráfica del simulador.

- Descargar e instalar Microsoft Visual Estudio.
- Crear proyecto en el lenguaje de programación Visual Basic.
- Seleccionar los controles de la interfaz como: botones, cuadros de texto, tablas de menú, puertos sp, paneles y cargar las imágenes necesarias.
- Conectar el ordenador al módulo bluetooth HC-05 del simulador para saber cuál es el puerto serial asignado al módulo.

- Programar la búsqueda del puerto serial virtual bluetooth generado anteriormente.
- Programar la conexión directa con el módulo bluetooth HC-05 del simulador
- Programar los controles para enviar un carácter específico por el puerto virtual serial vía bluetooth a un módulo bluetooth HC-05 del simulador
- Programar la reproducción de sonidos de la paciente.
- Convertir el programa en una aplicación.

3.16 Algoritmo de la interfaz gráfica del prototipo

En la figura 3.17 se muestra el diagrama de bloques con la lógica de programación de la interfaz gráfica del simulador.

Figura 3.17 Diagrama de flujo

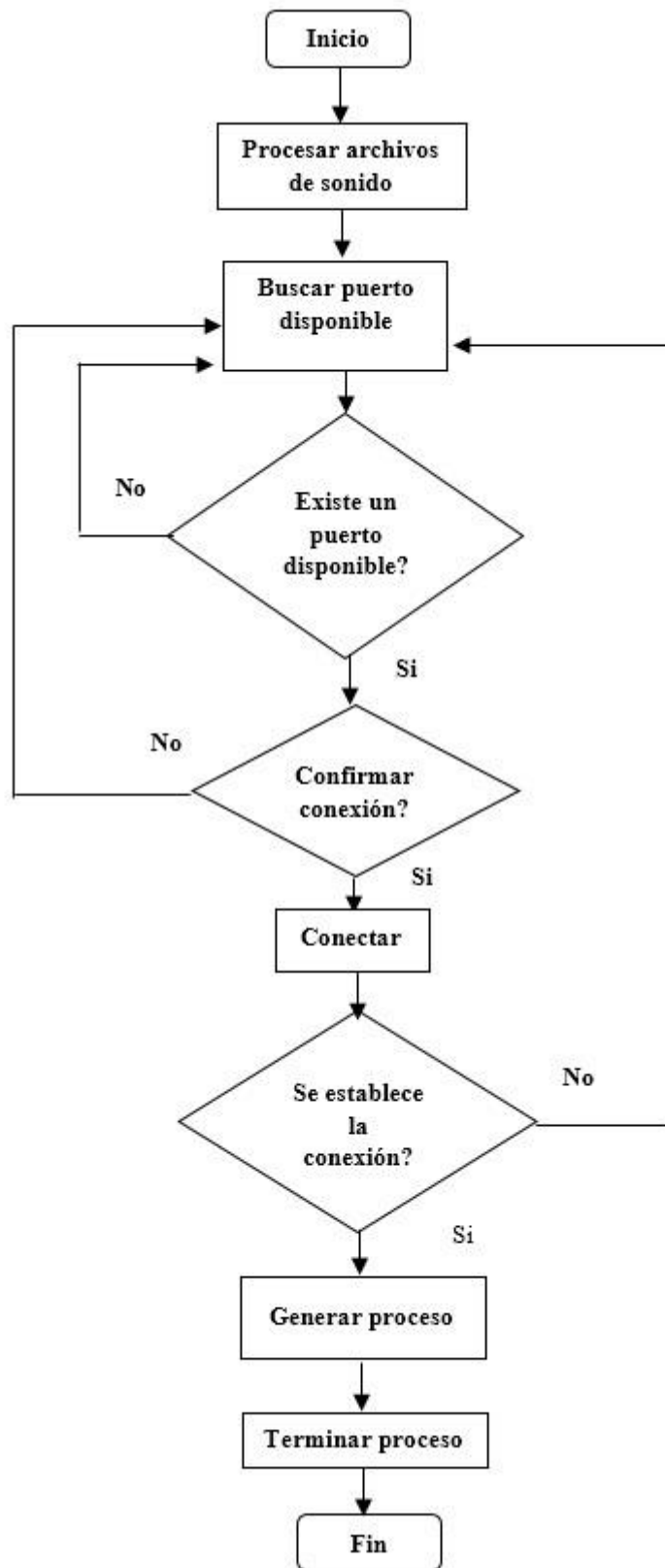
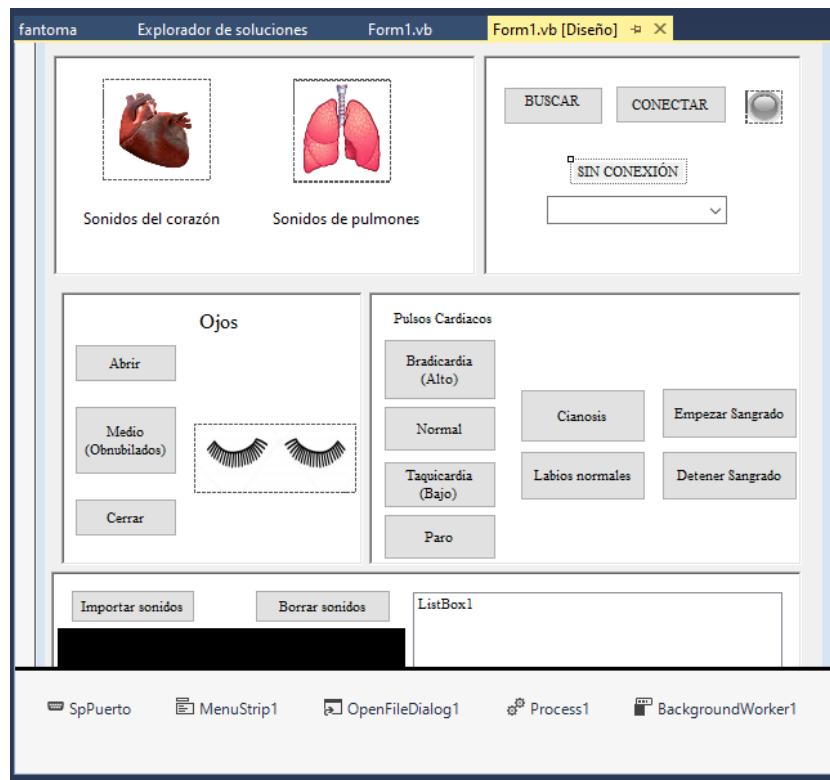


Diagrama de flujo de programación de la interfaz gráfica, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.17 Proyecto desarrollado

La interfaz gráfica para el prototipo está compuesta por botones, cuadros de texto, salidas tipo carácter, paneles, puertos sp, tablas de menú e imágenes que muestran el estado del conexión y funcionamiento del fantoma. La interfaz gráfica completa se observa en la figura 3.18.

Figura 3.18 Interfaz Gráfica

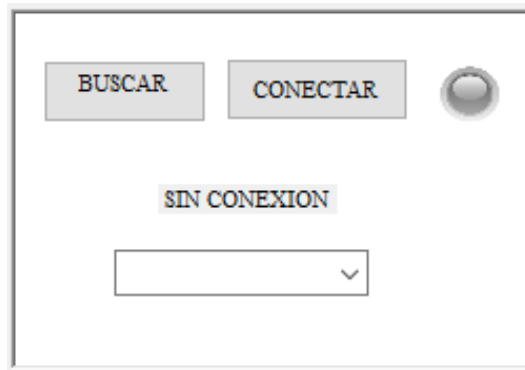


Interfaz gráfica completa del fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.18 Conexión con el prototipo

La interfaz gráfica se conecta al simulador de forma inalámbrica. El botón “BUSCAR” se presiona para buscar el puerto serial virtual asignado al módulo bluetooth HC-05 del simulador y permitir la conexión. EL botón “CONECTAR” se presiona para levantar la comunicación entre el computador y el fantoma como se muestra en la figura 3.19.

Figura 3.19 Botones para la conexión Bluetooth

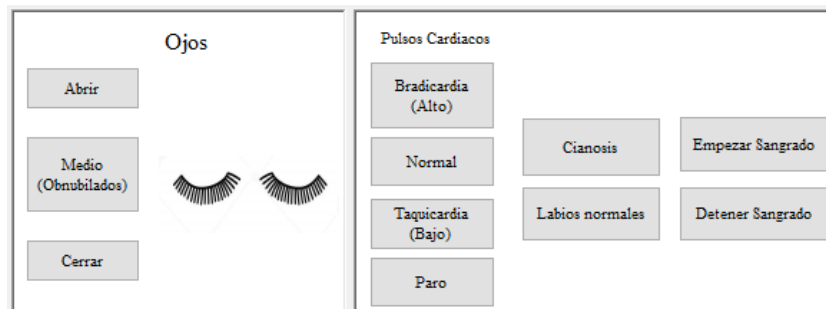


Botones de conexión entre interfaz gráfica y simulador, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.19 Envío de datos para activación de actuadores

Cada botón de la interfaz gráfica envía un carácter al módulo bluetooth HC-05 del fantoma, cada carácter recrea una complicación diferente en el simulador como se observan en la figura 3.20.

Figura 3.20 Activación de actuadores

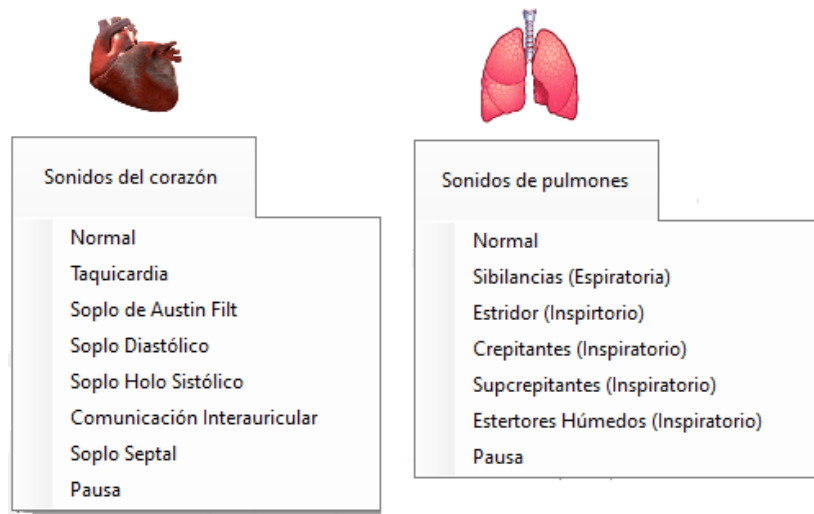


Botones para la activación del prototipo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.20 Envío de datos para activación de sonidos

Los sonidos cardíacos y pulmonares que se pueden escuchar en el simulador se seleccionan en un menú desplegable como se muestran en la figura 3.21 y muestran una animación en la interfaz cuando alguno de ellos está funcionando.

Figura 3.21 Sonidos cardiacos y pulmonares

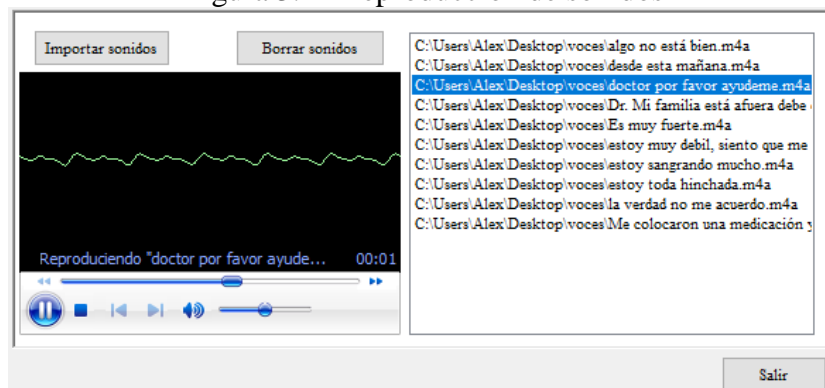


Menú de sonidos cardiacos y pulmonares, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.21 Importación de sonidos de una paciente

Los sonidos de voz de la paciente se importan, como archivos .mp3 desde una carpeta determinada por el técnico operador en el computador. Los sonidos deben ser importados a la interfaz gráfica. También se puede eliminar los sonidos que no se requieran necesarios como se muestra en la Figura 3.22.

Figura 3.22 Reproducción de sonidos

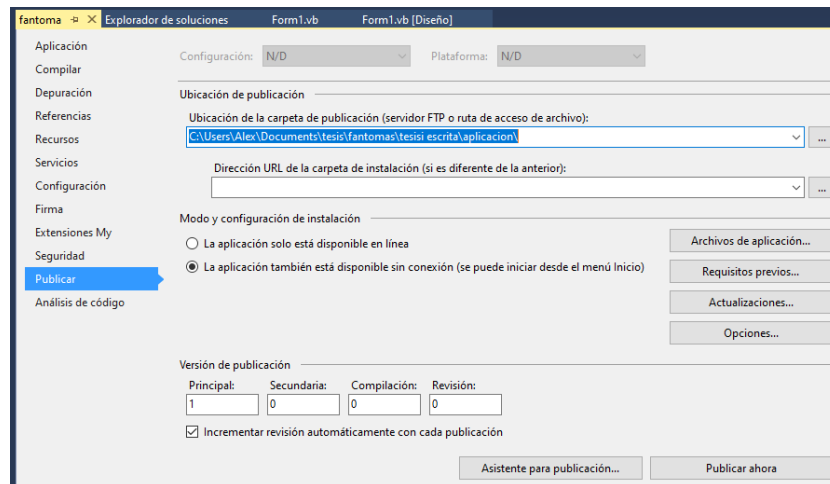


Importación de sonidos de la paciente, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

3.22 Aplicación

La interfaz gráfica del simulador se transforma en una aplicación como se muestra en la figura 3.23. Esta aplicación se puede instalar directamente en un ordenador, sin la necesidad de que el Software Visual Estudio se encuentre en la máquina.

Figura 3.23 Creación de aplicación



Creación de la aplicación para el simulador, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se muestran las pruebas realizadas para observar el funcionamiento de la interfaz gráfica y el fantoma modificado. También se analiza el comportamiento del prototipo durante una práctica real y se valida los parámetros de funcionamiento del simulador.

4.1 Complicaciones de paciente postparto

La investigación sobre las complicaciones durante el postparto empezó en la alteración de signos vitales y estado de salud de la paciente. De forma general se establece que durante el postparto la mayoría de mujeres presentan alteraciones hemodinámicas que provocan deterioro en su estado de salud. Según el protocolo Score Mama el personal de salud debe controlar todos los signos vitales como primer paso. Una vez que ha monitoreado el estado de salud de la paciente se determina la gravedad de su condición. En la tabla 4.1 se detallan las complicaciones más comunes que una paciente postparto puede presentar.

Tabla 4.1 Complicaciones postparto.

Complicaciones	Tipo	Valores	Unidades
Presión sanguínea	Hipotensión	<60/90	mmHg
	Hipertensión	>140/90	mmHg
Frecuencia respiratoria	Hiperventilación	<12	respiraciones / minuto
	Taquipnea	>22	respiraciones / minuto
Frecuencia cardíaca	Baja	<60	latido / minuto
	Alta	>100	latido / minuto
Nivel de conciencia	Alerta		
	Responde a voz		
	Responde a dolor		
	Ausencia de respuesta		
Sangrado	Grado 1	<750	ml
	Grado 2	750-1500	ml
	Grado 3	1500-2000	ml
	Grado 4	>2000	ml

Complicaciones más comunes en pacientes posparto, Fuente: (MSP, 2016)

4.2 Simulación de complicaciones postparto

No solamente las alteraciones hemodinámicas afectan el estado de salud de la mujer, también depende de otros factores, como su historial médico, enfermedades

hereditarias, patologías de consideración, entre otros. Debido a esto, el fantoma puede recrear diferentes anomalías cardíacas y pulmonares que no son tan comunes en una mujer, pero se pueden presentar durante el posparto. En la tabla 4.2 se detallan todas las complicaciones clínicas que el fantoma puede simular y que elementos actuadores se encargan de recrear cada una de ellas.

Tabla 4.2 Simulación de complicaciones

Indicador	Parámetro	Actuador	Estado	
Ojos	Abiertos	Servomotor	90 °	
	Medio (Obnubilados)	Servomotor	110 °	
	Cerrados	Servomotor	150 °	
Labios	Normales	Leds	Encendido	
	Cianosis	Leds	Apagado	
Corazón	Normal	DFPlayer	Pista: 0000	
	Taquicardia	DFPlayer	Pista: 0001	
	Soplo de Austin Flit	DFPlayer	Pista: 0002	
	Soplo Diastólico	DFPlayer	Pista: 0003	
	Soplo Holo sistólico	DFPlayer	Pista: 0004	
	Comunicación Interauricular	DFPlayer	Pista: 0005	
	Soplo septal	DFPlayer	Pista: 0006	
Pulmones	Normal	DFPlayer	Pista: 0000	
	Sibilancias (Espiratoria)	DFPlayer	Pista: 0001	
	Estridor (Inspiratorio)	DFPlayer	Pista: 0002	
	Crepitantes (Inspiratorio)	DFPlayer	Pista: 0003	
	Subcrepitantes (Inspiratorio)	DFPlayer	Pista: 0004	
	Estertores Húmedos(Inspiratorio)	DFPlayer	Pista: 0005	
Puntos de pulso	Radial	Taquicardia	Motor vibrador	PWM: 140
		Normal	Motor vibrador	PWM: 140
		Bradycardia	Motor vibrador	PWM: 140
	Braquial	Taquicardia	Motor vibrador	PWM: 140
		Normal	Motor vibrador	PWM: 140
		Bradycardia	Motor vibrador	PWM: 140
	Carotideo	Taquicardia	Motor vibrador	PWM: 140
		Normal	Motor vibrador	PWM: 140
		Bradycardia	Motor vibrador	PWM: 140
Hemorragia	Sin sangrado	Bomba	Off	
	Sangrado	Bomba	PWM: 180	
Voces		Parlante		

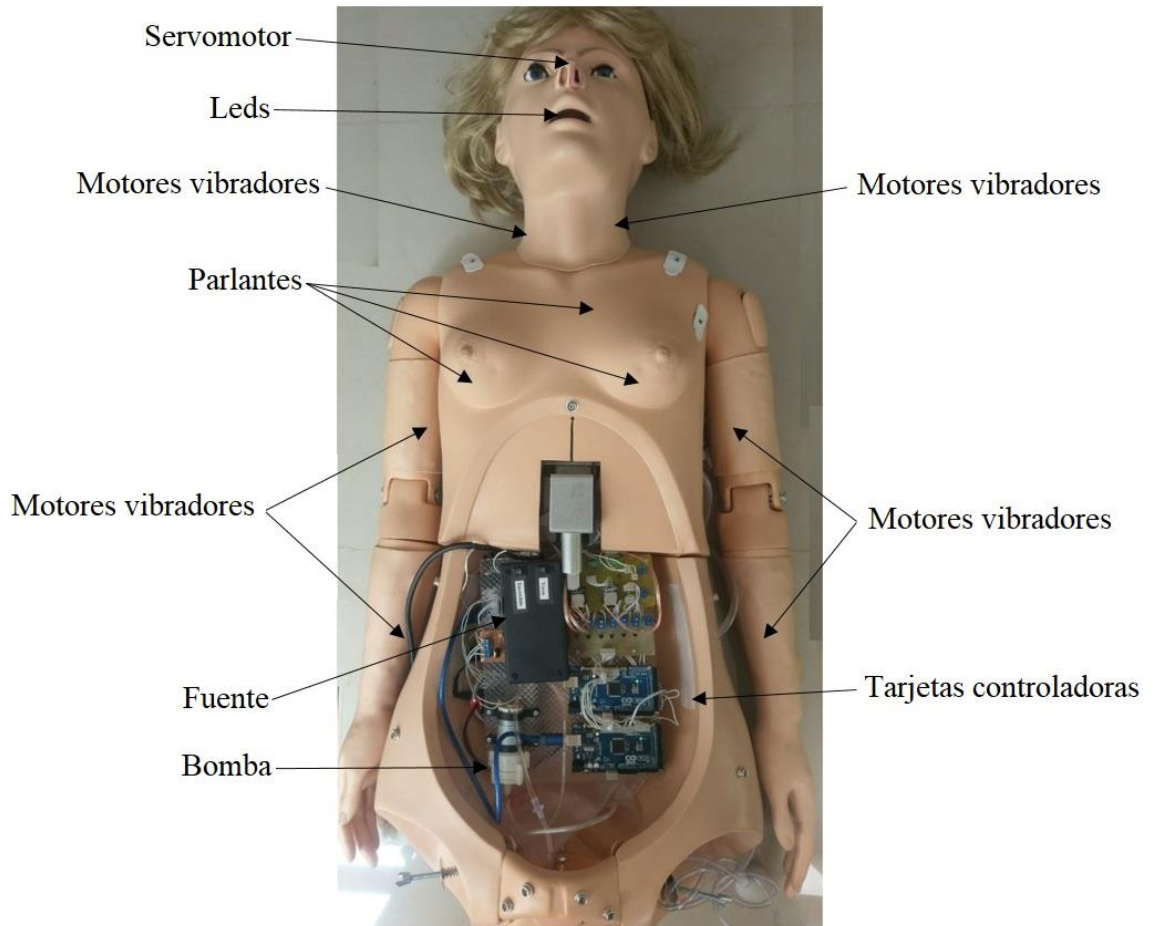
Elementos actuadores del simulador, Elaborador por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3 Características del prototipo gineco - obstétrico

La instalación de los elementos actuadores en el fantoma permite palpar los puntos de pulso, escuchar variaciones patológicas cardíacas y pulmonares, mirar el estado de

obnubilación de los ojos y poder interactuar con la paciente. Estas modificaciones hacen más realista la interacción entre estudiante - simulador y contribuyen al desarrollo de aprendizaje. La figura 4.1 muestra la localización de la cada uno de los actuadores en el fantoma.

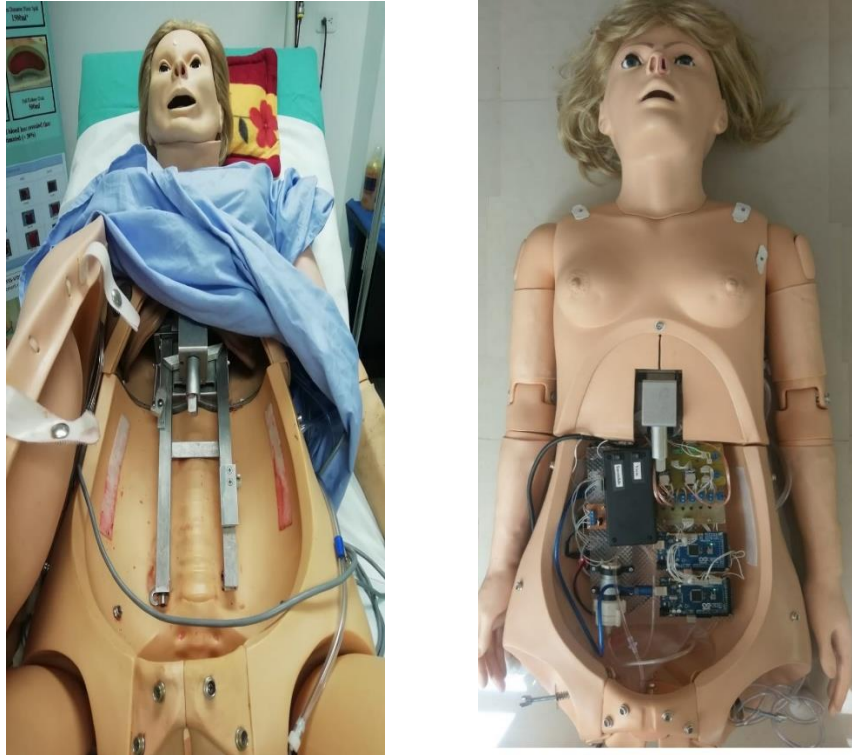
Figura 4.1 Prototipo electrónico Gineco - Obstétrico



Ubicación de elementos actuadores en el fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Las modificaciones realizadas en el fantoma no son visibles. Por lo tanto, el exterior del prototipo realizado es exactamente igual a un fantoma de baja fidelidad. Sin embargo, las características de funcionamiento superan al modelo comercial. El cambio más notorio entre ambos fantomas son las tarjetas controladoras ubicadas en el vientre. La figura 4.2 muestra las diferencias entre ambos simuladores.

Figura 4.2 Simuladores

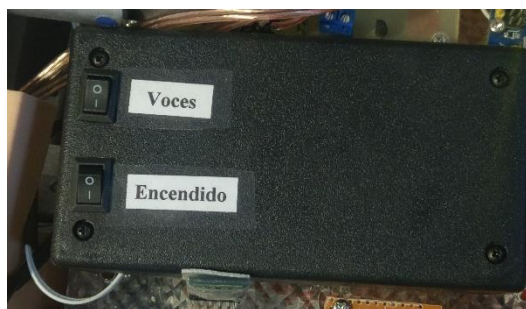


Simulador de baja fidelidad y simulador realizado, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3.1 Encendido del simulador y enlace a la interfaz

El simulador se conecta a la red eléctrica. Se debe encender dos switches ubicados en la parte interna del vientre como se muestra en la figura 4.3. Uno de ellos activa las tarjetas controladoras y el otro enciende el parlante que reproduce la voz. Una vez encendido se debe enlazar el simulador a la interfaz.

Figura 4.3 Switches del fantoma

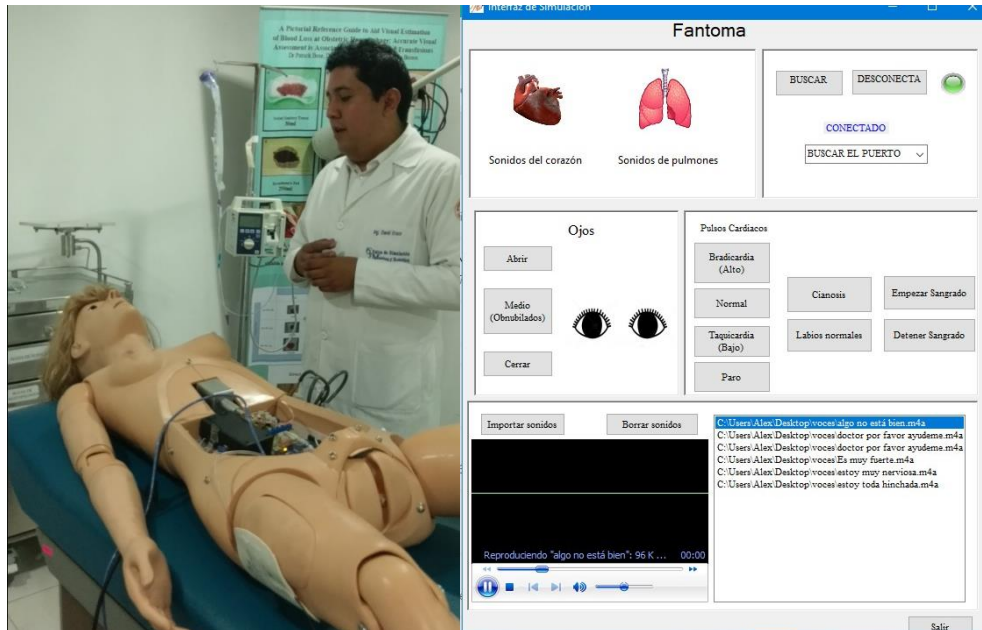


Switches de encendido del fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

La comunicación entre la interfaz gráfica y el fantoma es estable. El tiempo promedio de una práctica es 50 minutos. En este tiempo el manejo del simulador no presentó ningún problema. Los actuadores trabajaron de forma normal y la interfaz funcionó

correctamente. En la figura 4.4 se muestra la interfaz gráfica y al técnico docente evaluando el funcionamiento del simulador

Figura 4.4 Simulador gineco - obstétrico



Pruebas realizadas en el simulador, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3.2 Funcionamiento de pulsos

La opción del menú “Pulsos cardiacos” de la interfaz gráfica determina la frecuencia cardiaca del simulador. El número de pulsos por minuto debe coincidir con los establecidos en la programación y la vibración de los motores debe extenderse lo mínimo posible. La figura 4.5 muestra la opción que se escogió en la interfaz y la zona del punto de pulso radial donde se siente la vibración.

Figura 4.5 Pulsos del fantoma en brazos



Palpación en punto de pulso radial, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

La señal PWM elegida y el recubrimiento de esponja en los motores vibradores permite que la vibración no se extienda a lo largo de todo el brazo ni en el cuello como se muestra en la figura 4.6.

Figura 4.6 Pulsos del fantoma en cuello



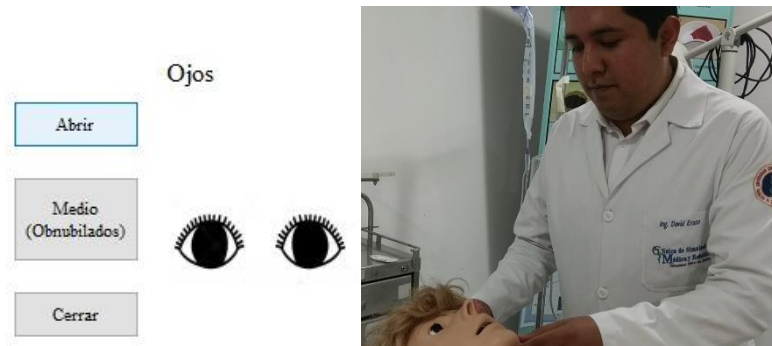
Palpación en punto de pulso carotideo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

La disminución de fuerza en los motores vibradores tiene como objetivo recrear lo más parecido posible el pulso de un ser humano y hacer que los estudiantes desarrollen la destreza de palpación en el paciente.

4.3.3 Funcionamiento de ojos

La interfaz gráfica controla el movimiento de los ojos y muestra si están abiertos, cerrados u obnubilados como muestra la figura 4.7. El técnico operador analiza el escenario clínico presentado los procedimientos de cuidado clínico que los estudiantes realizan para variar la posición de los ojos.

Figura 4.7 Ojos del fantoma



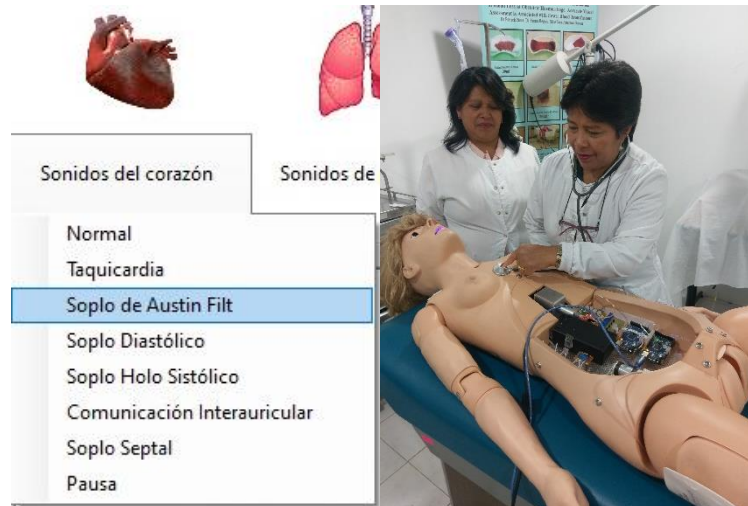
Posiciones de ojos del fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3.4 Funcionamiento de parlante del corazón

Los sonidos del corazón se pueden cambiar desde la interfaz gráfica como se muestra en la figura 4.8. El técnico operador puede elegir la patología que considere adecuada según el caso clínico. Las pruebas de funcionamiento se realizaron con todos los

sonidos de patologías disponibles. El técnico operador utilizó un fonendoscopio para identificar cada una de las patologías.

Figura 4.8 Sonidos de corazón

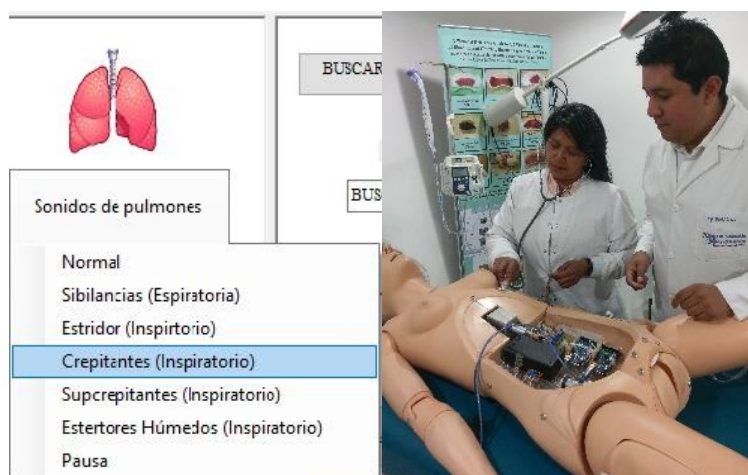


Pruebas de sonido cardiacos del fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3.5 Funcionamiento de parlantes de pulmón

De igual manera que en las pruebas de sonidos cardiacos, la figura 4.9 muestra los sonidos pulmonares del fantoma. El técnico operador utilizó un fonendoscopio e identificó cada una de las patologías, confirmando que los sonidos son claros y no tienen ningún tipo de interferencia.

Figura 4.9 Sonidos de pulmones



Pruebas de sonidos pulmonares del fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3.6 Funcionamiento de bomba de sangrado

La bomba de sangrado mostrada en la figura 4.10 es capaz de succionar un líquido ligeramente más denso que el agua. Esto se debe a que el colorante a más de darle el color rojizo aumenta su densidad haciéndola más pesada. La bomba se puso a prueba por un tiempo de 45 minutos, durante ese tiempo no se recalentó y el caudal expulsado fue constante.

Figura 4.10 Bomba de sangrado

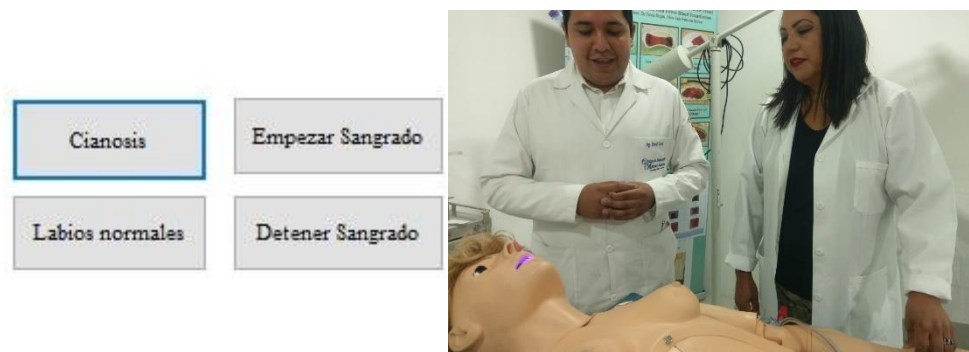


Líquido expulsado por la bomba, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3.7 Funcionamiento de labios (Cianosis)

La interfaz gráfica se encarga de encender o apagar los leds colocados en la boca del fantoma para indicar que el paciente ha sufrido decoloración en los labios, como se puede ver en la figura 4.11.

Figura 4.11 Labios del fantoma



Cianosis en el fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.3.8 Funcionamiento de voces del fantoma

Los sonidos predeterminados en el fantoma se importan a la interfaz gráfica y luego se reproducen como se muestra en la figura 4.12. El fantoma reproduce frases informativas como su nombre, edad, dirección, entre otros. También puede simular frases de dolor o de quejas, cada uno de

Figura 4.12 Voces del fantoma



Reproducción de sonidos vocales del fantoma, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.4 Validación del prototipo gineco – obstétrico

Las pruebas de funcionamiento del prototipo se las realizaron en la Clínica de Simulación Médica y Robótica de la Universidad Central del Ecuador. El simulador fue valorado por el docente técnico coordinador de simulación médica y tres docentes de la carrera de enfermería que dirigen las prácticas realizadas en los fantomas de baja, media y alta fidelidad.

Las pruebas consistieron en explicar a los docentes cuales son las características del prototipo y que complicaciones puede recrear. Mientras interactuaban con el simulador validaron las 20 complicaciones implementadas en el equipo y realizaron dos encuestas; la primera trató el funcionamiento individual de cada parámetro del simulador y la segunda fue un análisis sobre el desempeño general del prototipo y su aporte al desarrollo académico de los estudiantes.

La tabla 4.3 detalla las complicaciones individuales del simulador y como fueron validadas por los docentes. El anexo D muestra los documentos y rúbricas que confirman la revisión de complicaciones y funcionamiento del prototipo.

Tabla 4.3 Complicaciones individuales del prototipo

Indicador	Complicación	Revisado por			
		Lic. Jimena Álvarez	Lic. Yolanda Viracucha. Msc	Lic. María Iza. Msc	Ing. David Erazo
Ojos	Abiertos	✓	✓	✓	✓
	(Obnubilados)	✓	✓	✓	✓
	Cerrados	✓	✓	✓	✓
Labios	Cianosis	✓	✓	✓	✓
Corazón	Taquicardia	✓	✓	✓	✓
	Soplo de Austin Flit	✓	✓	✓	✓
	Soplo Diastólico	✓	✓	✓	✓
	Soplo Holo Sistólico	✓	✓	✓	✓
	Comunicación Interauricular	✓	✓	✓	✓
	Soplo septal	✓	✓	✓	✓
Pulmones	Sibilancias (Espiratoria)	✓	✓	✓	✓
	Estridor (Inspiratorio)	✓	✓	✓	✓
	Crepitantes (Inspiratorio)	✓	✓	✓	✓
	Subcrepitantes (Inspiratorio)	✓	✓	✓	✓
	Estertores Húmedos (Inspiratorio)	✓	✓	✓	✓
Pulso	Taquicardia	✓	✓	✓	✓
	Bradicardia	✓	✓	✓	✓
	Sin Pulso	✓	✓	✓	✓
Sangrado		✓	✓	✓	✓
Voces		✓	✓	✓	✓

Validación del prototipo gineco – obstétrico, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

4.4.1 Encuesta de funcionamiento del prototipo

Esta encuesta se realizó el día de entrega del fantoma. Las tablas mostradas a continuación muestran la valoración de los docentes a cada parámetro de funcionamiento del prototipo.

Tabla 4.4 Pulsos

Docente	Muy buena	Buena	Regular	Mala
Lic. Jimena Álvarez	x			
Lic. Yolanda Viracucha. Msc		x		
Lic. María Iza Msc	x			
Ing. David Erazo	x			

Valoración del funcionamiento de pulsos, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Tabla 4.5 Ojos

Docente	Muy buena	Buena	Regular	Mala
Lic. Jimena Álvarez		x		
Lic. Yolanda Viracucha. Msc		x		
Lic. María Iza Msc		x		
Ing. David Erazo	x			

Valoración del funcionamiento de ojos, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Tabla 4.6 Corazón

Docente	Muy buena	Buena	Regular	Mala
Lic. Jimena Álvarez	x			
Lic. Yolanda Viracucha. Msc	x			
Lic. María Iza Msc		x		
Ing. David Erazo	x			

Valoración del funcionamiento del corazón, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Tabla 4.7 Pulmones

Docente	Muy buena	Buena	Regular	Mala
Lic. Jimena Álvarez	x			
Lic. Yolanda Viracucha. Msc		x		
Lic. María Iza Msc	x			
Ing. David Erazo	x			

Valoración del funcionamiento de los pulmones, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Tabla 4.8 Cianosis

Docente	Muy buena	Buena	Regular	Mala
Lic. Jimena Álvarez		x		
Lic. Yolanda Viracucha. Msc	x			
Lic. María Iza Msc		x		
Ing. David Erazo	x			

Valoración del funcionamiento cianosis, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Tabla 4.9 Voces

Docente	Muy buena	Buena	Regular	Mala
Lic. Jimena Álvarez		x		
Lic. Yolanda Viracucha. Msc	x			
Lic. María Iza Msc		x		
Ing. David Erazo		x		

Valoración del funcionamiento de las voces, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Tabla 4.10 Sangrado

Docente	Muy buena	Buena	Regular	Mala
Lic. Jimena Álvarez	x			
Lic. Yolanda Viracucha. Msc	x			
Lic. María Iza Msc		x		
Ing. David Erazo	x			

Valoración del funcionamiento del sangrado, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

La mayoría de los parámetros de funcionamiento del prototipo fueron validados satisfactoriamente. El indicador de cianosis requirió un aumento de intensidad lumínica en los leds y variar la apertura de los ojos en el parámetro de obnubilación. Después de realizar las correcciones sugeridas por los docentes se entregó el prototipo para que los estudiantes empiecen a trabajar con él.

4.4.2 Encuesta sobre la contribución académica del prototipo

En la encuesta presentada a continuación resume las opiniones del grupo de docentes sobre el desempeño general del prototipo y la contribución académica en la comunidad estudiantil.

Pregunta 1: ¿Cree que las modificaciones realizadas en el fantoma de baja fidelidad contribuyen al desarrollo de escenarios clínicos más realistas?

Los docentes que participaron en la encuesta coincidieron en sus opiniones. Las modificaciones realizadas al fantoma de baja fidelidad entregado, contribuyen al desarrollo de escenarios clínicos más realistas. Lo que permite ampliar la variedad de casos clínicos que se pueden simular y abarcar más contenido académico durante las prácticas.

Pregunta 2: ¿Cómo le pareció el desempeño general del simulador?

Sobre el desempeño general, los docentes manifestaron que no tuvieron mayor inconveniente en el manejo del simulador. Los puntos de pulso, sonidos y demás indicadores funcionan correctamente. Coincidieron en que los estudiantes no deberían tener problemas en utilizarlo durante sus prácticas. Los actuadores instalados en el fantoma recrean correctamente las posibles complicaciones gineco – obstétricas de una paciente posparto.

Pregunta 3: ¿Piensa que las modificaciones realizadas al fantoma aportan al desarrollo de las destrezas de los estudiantes?

Todos los docentes estuvieron de acuerdo que el uso del prototipo en las prácticas mejora las destrezas de los estudiantes. La mayoría de fantomas en la clínica de simulación son de baja fidelidad, por lo que durante las prácticas los estudiantes no pueden escuchar, palpar o mirar las variaciones hemodinámicas del paciente. Con el prototipo entregado ahora lo hacen, de esta manera sus destrezas van a ir mejorando con cada práctica.

Pregunta 4: ¿Puede recomendar alguna mejora al simulador?

Las mejoras sugeridas por parte de los docentes se enfocaron en los polímeros que simulan la piel del simulador. La mayoría coincidió en que los materiales de los cuales están ensamblados los fantomas limitan su manipulación.

4.4.3 Análisis del funcionamiento del prototipo durante las prácticas

Durante las prácticas realizadas se analizó el funcionamiento del prototipo para encontrar alguna falla en los actuadores o en la interfaz gráfica. El simulador es utilizado tres veces por semana, dos veces al día. En cada práctica hay un promedio de 12 estudiantes divididos en grupos de cuatro integrantes que manipulan el fantoma durante una hora. La tabla 4.11 muestra el total de estudiantes que han trabajado con el simulador y el tiempo total de operación.

Tabla 4.11 Uso del simulador

Fecha	Sesiones	Horas de uso	Número de estudiantes			Fallas por grupo
			Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	
17-sep	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
18-sep	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
19-sep	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
24-sep	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
25-sep	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
26-sep	Sesión 1	1	4	4	4	Falla (Grupo 2)
	Sesión2	1	4	4	4	OK
1-oct	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
2-oct	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
15-oct	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
16-oct	Sesión 1	1	4	4	4	Falla (Grupo 3)
	Sesión2	1	4	4	4	OK
17-oct	Sesión 1	1	4	4	4	OK
	Sesión2	1	4	4	4	OK
	Total:	22	264			2

Información de uso del fantoma durante un mes, Elaborador por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Durante las 22 sesiones se han realizado 66 prácticas con el prototipo, donde se han encontrado fallas en el simulador en 2 prácticas.

- El día 26 de Septiembre en la sesión 1, el grupo número 2 tuvo dificultades con el uso del prototipo. La comunicación inalámbrica entre la interfaz gráfica y el fantoma

se perdió. El técnico operador conectó nuevamente la interfaz y el problema se solucionó.

- El día 16 de Octubre en la sesión 1, el grupo 3 también tuvo problemas con el uso del simulador. Las órdenes enviadas desde la interfaz al fantoma llegaban con retraso de 4 segundos. El técnico operador reinició al fantoma y la interfaz para corregir el problema.

Las fallas por práctica que el prototipo ha presentado están determinadas por la ecuación 4.1. La tabla 4.12 muestra el número de fallas que el prototipo ha tenido durante las 22 sesiones que ha sido utilizado.

Tabla 4.12 Fallas del prototipo

Número de fallas	Número de prácticas con fallas	Frecuencia
0	64	64 / 66 = 0,969
1	2	2 / 66 = 0,0303
Total	66	

Número de fallas por cada sesión del prototipo, Elaborado por: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

$$N. \text{ de fallas} = \sum (N. \text{ de fallas} \times \text{Frecuencia}) \quad \text{Ec. (4.1)}$$

$$N. \text{ de fallas} = (0 * 0.969) + (1 * 0.0303)$$

$$N. \text{ de fallas} = 0,0303 \text{ Fallas / práctica}$$

Con el resultado obtenido se puede determinar después de cuantas prácticas se podría esperar una falla, en la ecuación 4.2

$$N. \text{ de prácticas} = \frac{1}{N. \text{ de fallas}} \quad \text{Ec. (4.2)}$$

$$N. \text{ de prácticas} = \frac{1}{0,0303}$$

$$N. \text{ de prácticas} = 33,003$$

La ecuación 4.2 indica que se puede esperar una falla en el prototipo en la práctica número 33. Con este dato se obtiene el porcentaje de trabajo del simulador en la ecuación 4.3.

$$\text{Trabajo \%} = \frac{\text{N. total de prácticas} - \text{N. de prácticas falla}}{\text{N. total de prácticas}} * 100 \quad \text{Ec. (4.3)}$$

$$\text{Trabajo \%} = \frac{33 - 1}{33} * 100$$

$$\text{Trabajo \%} = 96,96 \%$$

Desde el 17 de Septiembre hasta el 17 de Octubre del 100% de estudiantes que utilizaron el simulador, las dos fallas producidas a causa de problemas de comunicación inalámbrica entre interfaz - fantoma causaron retrasos de tres minutos en las prácticas de 8 estudiantes.

4.5 Conclusiones

El prototipo simula un total de 20 complicaciones individuales, además de las condiciones de salud normales que una paciente postparto puede presentar. Las patologías fueron seleccionadas acorde la información encontrada en el documento "Score Mama, claves y D.E.R obstétricas" publicado por el Ministerio de Salud Pública del Ecuador. Las patologías planteadas en el simulador fueron aceptadas y validadas por los docentes de enfermería y el técnico operador de la Clínica de Simulación Médica y Robótica de la Universidad Central del Ecuador.

El prototipo se diseñó para elegir entre 6 parámetros de funcionamiento que los actuadores electrónicos se encargan de recrear, como: servomotores para el movimiento de los ojos, motores vibradores que simulan el pulso de la paciente, parlantes en el corazón y pulmones que emiten sonidos de anomalías en estos órganos, bomba que recrea sangrado en el órgano genital femenino por desgarres o hemorragias y luces leds que representan cianosis en la paciente. Cada uno de ellos puede variar su estado para recrear un caso clínico diferente.

El fantoma modificado se entrega a satisfacción de la persona auspiciante con las opciones para modificar, controlar y simular escenarios clínicos por medio de una interfaz gráfica. Este prototipo se diferencia de un fantoma de baja fidelidad por el hecho de simular escenarios clínicos más realistas ya que los estudiantes pueden evaluar más parámetros de signos vitales como nivel de conciencia, frecuencia cardíaca, respiración, pulsos y además dialogar con la paciente.

De acuerdo al análisis de trabajo, el porcentaje de operación del prototipo es del 96,96%, que corresponde a las 64 prácticas donde 256 estudiantes lograron utilizar el simulador sin ningún problema. Las 2 fallas producidas retrasaron 3 minutos a cada práctica.

El proyecto entregado está enfocado a los estudiantes de octavo semestre de la carrera de medicina (externado) donde estudian las 20 causas de patologías obstétricas que el prototipo puede simular. Así pueden mejorar los métodos de aprendizaje y potenciar sus destrezas, de tal manera que tengan una formación profesional integral.

4.6 Recomendaciones

- El técnico operador debe tener una carpeta determinada en el computador donde guarde los archivos formato .mp3 de las voces del simulador, antes de empezar la práctica se debe importar todos los sonidos a la interfaz gráfica.
- El computador que maneje el prototipo debe tener un puerto bluetooth obligatoriamente ya que la interfaz gráfica utiliza este protocolo de comunicación para conectarse al simulador.
- El computador que maneja al prototipo no debe estar alejado más de cinco metros, de lo contrario las órdenes de enviadas desde la interfaz podrían no llegar o tener retraso.
- Las tarjetas micro SD ubicadas en los módulos de reproducción MP3 no deben ser mayor de 2 GB. Si se desea cargar más sonidos cardiacos o pulmonares retirar las tarjetas micro SD y guardar los sonidos con el mismo formato de numeración que los otros archivos .mp3
- En casos de fallas en la comunicación interfaz – fantoma dirigirse al punto 4 del Manual de Usuario.

REFERENCIAS

- Acero, J. (13 de 02 de 2014). *Arquitectura externa de los microcontroladores*.
Obtenido de Arquitectura externa de los microcontroladores:
<https://prezi.com>
- Acevedo, G. (2018). *Carrera de enfermería(santiago) Laboratorio de simulación*.
Obtenido de <https://medicina.udd.cl>
- Borke, J. (03 de 06 de 2019). *Intubación endotraqueal*. Obtenido de
<https://medlineplus.gov>
- Buchelli Naranjo, J., & Torres Santos, E. (2017). *Construcción y modelación de un módulo didáctico de muro Trombe mediante CFD para fomentar los estudios de la calefacción solar pasiva*. Obtenido de
<http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/17509>
- Bucklin, L. (18 de 09 de 2019). *Anatomía humana*. Obtenido de
<https://es.dreamstime.com>
- Cetronic. (2019). *MINI MOTOR VIBRADOR*. Obtenido de <https://www.cetronic.es>
- Collaguazo, C. (2018). *Desarrollo de un prototipo para la comunicación de pacientes con esclerosis lateral amiotrófica*. Obtenido de
<http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/16557>
- Condor Palacios, A. G., & Naranjo Murgueytio, M. A. (2016). *Prevalencia de hemorragias postparto y su asociación con obesidad y/o anemia durante el embarazo en pacientes atendidas en los hospitales Luz Elena Arismendi en Quito y Dr. Gustavo Domínguez en Santo Domingo durante el periodo de Enero a Diciembre 2016*. Obtenido de
<http://repositorio.puce.edu.ec/handle/22000/14977>
- Crespo, X. (18 de 02 de 2017). *Qué es una FPGA y por qué jugarán un papel clave en el futuro*. Obtenido de <https://planetachatbot.com>
- Electrocrea. (2019). *Bomba de agua de diafragma 6-12 volts*. Obtenido de
<https://electrocrea.com>
- Electrónicos Caldas. (2019). *HC-05*. Obtenido de
<https://www.electronicoscaldas.com>
- Electrónicos Caldas. (2019). *SG90*. Obtenido de <https://www.electronicoscaldas.com>
- Electrónicos Caldas. (2019). *TIP 122*. Obtenido de
<https://www.electronicoscaldas.com>
- Falcón, J. (2016). *Funcionamiento mantenimiento y reposición del equipamiento médico fantomas de la Clínica de Simulación Médica y Robótica de la Facultad de Ciencias Médicas de la Universidad Central del Ecuador*. Obtenido de <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/9643>
- Gallardo, P. (2017). *Desarrollo de un prototipo práctico de fantomas para auscultación basado en aprendizaje multidisciplinario para el fortalecimiento*


- de capacidades técnicas y blandas aprendidas en clases.* Obtenido de <http://www.sochedi.cl>
- Hamano, T. (27 de 07 de 2016). *¿Por qué escoger Visual Studio como IDE?* Obtenido de <https://stories.devacademy.la>
- INEC. (Junio de 2017). *Ecuador en cifras.* Obtenido de <https://www.ecuadorencifras.gob.ec>
- Isaiah, D. (2019). *¿Cómo funciona una Controlador Lógico Programable?* Obtenido de <https://techlandia.com>
- Juca Ponce, G. A. (2018). *Características de Visual Basic.* Obtenido de <https://www.scribd.com>
- Laerdal. (2019). *Laerdal.* Obtenido de Sim Mom: <<https://www.laerdal.com>
- Laerdal. (2019). *Laerdal.* Obtenido de Sim Mom: <<https://www.laerdal.com>
- LLamas, L. (30 de 01 de 2017). *REPRODUCTOR MP3 EN ARDUINO CON DFPLAYER MINI.* Obtenido de <https://www.luisllamas.es>
- Llamas, L. (25 de 09 de 2019). *Luis Llamas.* Obtenido de Tutoriales arduino intermedios: <https://www.luisllamas.es/arduino-mp3-dfplayer-mini>
- Medline Plus. (16 de 10 de 2017). *Mdeline Plus.* Obtenido de <https://medlineplus.gov>
- Ministerio de Salud Pública. (2019). *Gaceta de muerte materna SE 2.* Obtenido de <https://www.salud.gob.ec>
- Ministerio de Salud Pública. (2019). *MSP.* Obtenido de www.salug.gob.ec
- Ministerio de Salud Pública, Score Mama. (2016). *Ministerio de Salud Pública.* Obtenido de <https://www.salud.gob.ec>
- mkelectrónica. (2019). *Altavoz 8 ohmios / 0,5w.* Obtenido de <https://mkelectronica.com>
- Moldenhauer, J. (01 de 2016). *Manual MSD para profesionales.* Obtenido de <https://www.msmanuals.com>
- MSP. (2016). *Score Mama.* Quito: Dirección nacional de normatización. Obtenido de <https://www.salud.gob.ec>
- NeoAtatck. (05 de 2018). *Concepto de interfaz gráfica de usaurio.* Obtenido de NeoAttack: <https://neoattack.com>
- Neri, R. (2017). *El origen del uso de simuladores en Medicina.* Obtenido de <https://www.medigraphic.com>
- Neumar. (24 de 02 de 2019). *Reanimacion cardiopulmonar: primeros auxilios.* Obtenido de <https://www.mayoclinic.org>
- Peña, C. (05 de 03 de 2019). *Prosedimineto de acceso vascular.* Obtenido de <https://www.radiologyinfo.org>

- Pinillos, P. J. (14 de 06 de 2017). *Proteinuria como factor de riesgo de parto pretérmino en pacientes con preeclampsia en el Hospital Guillermo Amenara Irigoyen*. Obtenido de <http://repositorio.urp.edu.pe/handle/URP/1214>
- Rivera, S. P. (20 de 11 de 2018). *Hemorragia obstétrica y choque hemorrágico*. Obtenido de <http://files.sld.cu>
- Sanchez, E. M. (2017). *Infogen*. Obtenido de <https://www.infogen.org.mx>
- Sánchez, S. (2016). *Microcontroladores*. Obtenido de <https://microcontroladoresv.wordpress.com>
- Secretaria Nacional, de Planificación y Desarrollo. (2014). *Objetivos del Milenio Balance 2014*. Obtenido de <https://www.planificacion.gob.ec>
- Stanford Children's Health. (2019). *hemorragias posparto*. Obtenido de <https://www.stanfordchildrens.org>
- Treviño, J. (2017). *Ebtouch, Engineering beyond touch inc*. Obtenido de <https://ebtouch.com>
- UNICEF. (17 de 07 de 2014). *Los cambios durante el embarazo*. Quito: Graphus. Obtenido de <https://www.unicef.org>
- Vanegas Arroyave, N., & Arbaláez Gómez, M. (2017). *Proteinuria*. Obtenido de <https://www.medigraphic.com>
- Veloso, C. (19 de 06 de 2018). *ARDUINO MEGA 2560 CARACTERÍSTICAS*. Obtenido de <https://www.electrontools.com>
- Veltanga, J. (7 de 3 de 2016). *Redacción Médica*. Obtenido de <https://www.redaccionmedica.ec>

ANEXOS


Anexo A: Características de los elementos electrónicos y microcontrolador usados en el Prototipo.

Especificaciones motores vibradores:

Actuador	Descripción	Características
	Un motor de alta calidad, emite una alerta no visual al estilo de los celulares actuales.	<ul style="list-style-type: none"> - Voltaje de operación=2,5 a 3,8[VDC]. - Diámetro=10[mm]. - Altura=3,4[mm]. - Peso=1,2[g]. - Velocidad=12000[rpm]. - Corriente=75[mA]. - Resistencia=75[Ω].


Características de los motores vibradores, Fuente: (Cetronic, 2019)

Especificaciones micro servomotor:

Actuador	Descripción	Características
	Un servomotor que funciona con la mayoría de las tretas electrónicas, ideal para el aprendizaje, no requiere de alta energía, se lo puede alimentar con la fuente del circuito de control.	<ul style="list-style-type: none"> - Voltaje de operación=3,0 a 7,2[VDC]. - Dimensiones= 22,2x11,8x21[mm]. - Velocidad=0,10seg/60 a 4,8[VDC]. - Torque=1,8[Kg/cm] a 4,8[V]. - Angulo de rotación=180°. - Ancho de pulso=500-2400[μs]. - Temperatura de funcionamiento =30°[C]~60°[C].


Características del micro servomotor SG90, Fuente: (Electrónicos Caldas, 2019)

Especificaciones bomba de agua:

Actuador	Descripción	Características
	<p>Bomba de agua de voltaje DC, fácil de usar en proyectos, capaz de levantar líquidos no viscosos e impulsarlos hasta 3 metros de forma vertical, no es sumergible.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Voltaje de operación 6 a 12[VDC]. - Dimensiones=90x40x35[mm]. - Peso=106 [kg]. - Corriente de operación=0,5 a 0,7[A]. - Máxima Succión=2[m]. - Máxima levantamiento=3[m]. - Temperatura del agua hasta 80°C. - Capacidad=1,5 a 2[l/min].


Características de la bomba de agua, Fuente: (Electrocrea, 2019)

Especificaciones módulo DFPlayer mini MP3:

DFPlayer mini	Descripción	Características
	<p>Módulo de reproducción de sonido en formato MP3 de bajo precio y salida de altavoz, puede trabajar de forma autónoma o por medio de un Microcontrolador con capacidades Rx/Tx. idóneo para diversas aplicaciones.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Voltaje de operación=3,2 a 5[VDC]. - Corriente en espera=20 [mA]. - Dimensiones=20x20[mm] - Puertos seriales de comunicación Tx/Rx. - Dos salidas de altavoces directas. - Conexión USB. - Soporta lector Micro SD hasta 32GB.

Características del DFPlayer mini MP3, Fuente: (LLamas, 2017)

Especificaciones TIP 122:

Transistor	Descripción	Características
	<p>Es un transistor de tipo NPN, utilizado para amplificación lineal de propósito general</p>	<ul style="list-style-type: none"> - $I_c \text{ max}=5[\text{A}]$ - $I_c \text{ pico max}=8[\text{A}]$ - $I_B \text{ max}=0,12[\text{A}]$ - $P_{Tot} =65[\text{w}]$ - $V_{CEO} =100[\text{V}]$ - $V_{CBO} =100[\text{V}]$ - $V_{EBO} =5[\text{V}]$ - $h_{FE} =\text{min}:100$ (a $I_c=3[\text{A}]$, $V_c=3[\text{V}]$) - Diodo d�mper colector emisor - Bajo voltaje de saturaci3n colector-emisor.


Características del transistor TIP 122, Fuente: (Electr3nicos Caldas, 2019)

Especificaciones tarjeta Arduino Mega 2560

Microcontrolador	Descripción	Características
	<p>Tarjeta usada para el desarrollo integrado de hardware libre, con el microcontrolador Atmega 2560, fácil de usar para el desarrollo didáctico en la programación y la electrónica.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Voltaje de operación=5[VDC]. - Tensión de entrada=7 a 12[VDC]. - Voltaje e entrada limite=6 a 20[VDC]. - Dimensiones=53,3x101,52[mm] - Pines digitales de entrada/salida=54 de entre los cuales hay (Pines con PWM=14). - Pines de transmisión Tx/Rx. - Pines analógicos=16. - Corriente DC entregada Pines de Entrada y salida=40[mA] - Corriente DC entregada en el Pin 3,3V=50[mA]. - Memoria Flash: 256KB (8KB usados por el bootoader) - SRAM :8KB. - EEPROM:4KB. - Clock Speed:16MHz.

Características del microcontrolador usado en el prototipo, Fuente: (Velo, 2018)

Especificaciones módulo bluetooth HC-05

Modulo Bluetooth	Descripción	Características
	<p>Se usa en proyectos donde se necesita de conexión inalámbrica, fácil de usar, funciona como maestro o esclavo con este módulo se puede hacer una pequeña red con un maestro y varios esclavos.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Voltaje de operación=3,3 a 6 [VDC]. - Dimensiones=17x40[mm] aprox. - Corriente de operación=50[mA]. - Pines de transmisión Tx/Rx a 3,3[V]. - Potencia de transmisión: menos de 4[dBm], clase 2. - Frecuencia=2,4GHz, banda ISM. - Alcance=5 a 10[m]. - Temperatura de operación=-20°[C] a 75°[C]. - Antena de PCB incorporada.

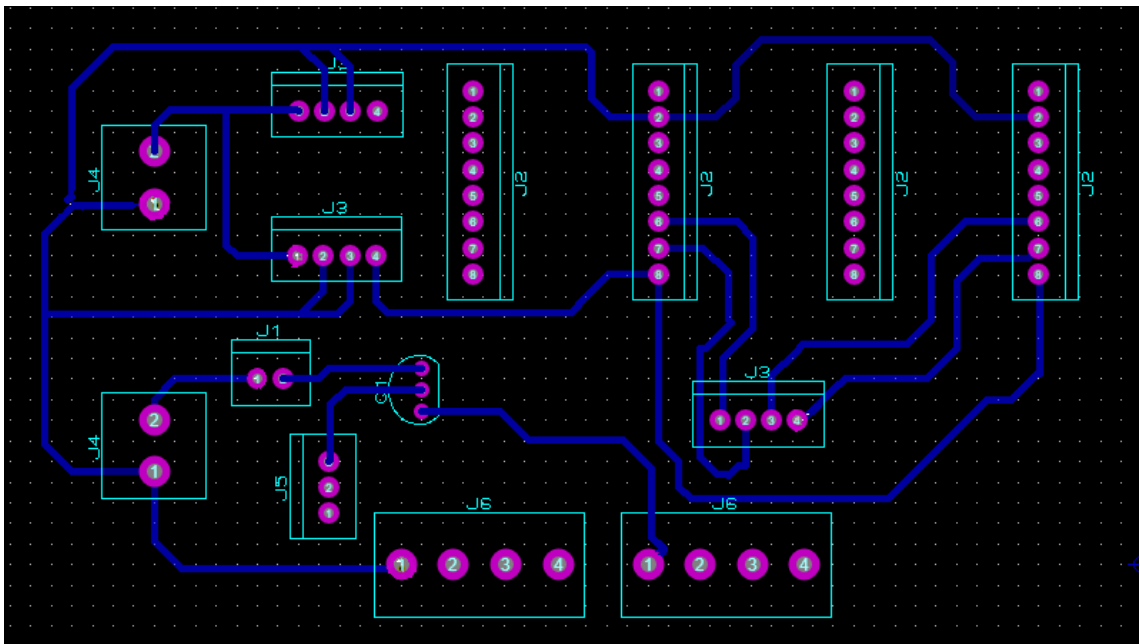
Características del módulo Bluetooth HC-05, Fuente: (Electrónicos Caldas, 2019)

Especificaciones parlantes instalados en el prototipo

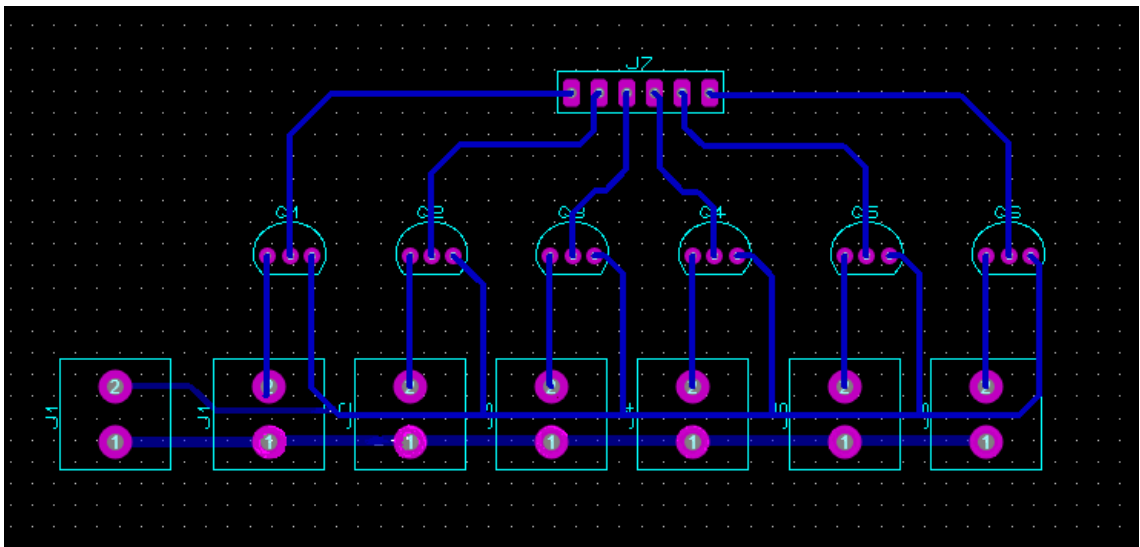
Parlantes	Descripción	Características
	<p>Altavoz usado en pequeños proyectos para la reproducción de todo tipo de sonidos: música, voces, señales acústicas, alarmas, etc.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Tipo de parlante: Eléctrico con bobina móvil. - Diámetro=50[mm]. - Potencia=0,5[W]. - Resistencia interna=8[Ω]. - Respuesta de frecuencias=240-4000[Hz]. - Sensibilidad=86±2[dB].

Características de los parlantes usados en el Prototipo, Fuente: (mkelectrónica, 2019)

Anexo B: Diseño de las placas electrónicas en proteos PCB lay out



Diseño de placa electrónica para los DFPlayer, Servomotor y leds Indicadores, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.



Diseño de la placa de transistores para el funcionamiento de los motores vibradores, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Anexo C: Código de programación de la interfaz gráfica del prototipo en el Software Visual Basic:

Búsqueda del puerto serial:

```
Public Class Form1

    'Busqueda del puerto serial virtual asignado a modulo bluetooth del prototipo.
    0 referencias
    Private Sub Bpuerto_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Bpuerto.Click
        CBpuertos1.Items.Clear() 'Limpiar los puestor anteriores
        'Comparacion para saber si el puerto asignado es el correcto
        For Each PuertoDisponible As String In My.Computer.Ports.SerialPortNames
            If PuertoDisponible = "COM10" Then
                CBpuertos1.Items.Add("BUSCAR EL PUERTO")
            End If
        Next
        'Comparacaion para permitir la conexion bluetooth
        If CBpuertos1.Items.Count > 0 Then
            CBpuertos1.Text = CBpuertos1.Items(0)
            Label2.ForeColor = Color.Blue 'Ventada de notificación
            MessageBox.Show("PERMITIR LA CONEXION bluetooth ")
        End If
    End Sub
End Class
```

Código para la búsqueda del puerto serial, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Establecer la conexión entre la interfaz gráfica y el simulador:

```
'Conexión paral a transferencia de caracteres entre la interfaz y el prototipo
0 referencias
Private Sub Bconectar_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Bconectar.Click
    If Bconectar.Text = "CONECTAR" Then
        Try
            With SpPuerto 'puerto disponible
                .BaudRate = 9600 'Velocidad de transferencia
                .DataBits = 8 'Bits de transferencia
                .Parity = IO.Ports.StopBits.One
                .PortName = "COM10" 'Nombre del puerto
                .Open() 'Puerto abierto
                Label2.Text = "CONECTADO"
                'led indicador para la conexión
                PictureBox8.Visible = True
                PictureBox9.Visible = False
            End With
            Bconectar.Text = "DESCONECTAR"
        Catch ex As Exception
            MsgBox(ex.Message, MsgBoxStyle.Critical)
        End Try
        'Comparación en caso de que no se conecte la interfaz a prototipo
        ElseIf Bconectar.Text = "DESCONECTAR" Then
            Label2.ForeColor = Color.Blue
            Label2.Text = "SIN CONEXION"
            SpPuerto.Close()
            SpPuerto.Close()
            Bconectar.Text = "CONECTAR"
            PictureBox8.Visible = False
            PictureBox9.Visible = True
        End If
    End Sub
End Class
```

Código para establecer la conexión entre la interfaz gráfica y el prototipo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Envío de caracteres de la interfaz gráfica al simulador:

Activación de los ojos:

```
--- ---  
'Envío de caracteres para el funcionamiento de los ojos  
0 referencias  
Private Sub Babrir_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Babrir.Click  
    SpPuerto.Write("a") 'envío de caracter  
    'imagenes para la animacion de los ojos abiertos  
    PictureBox2.Visible = True  
    PictureBox3.Visible = False  
    PictureBox4.Visible = False  
  
End Sub  
  
0 referencias  
Private Sub Bcerrar_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Bcerrar.Click  
    SpPuerto.Write("b")  
    'imagenes para la animacion de los ojos Cerrados  
    PictureBox2.Visible = False  
    PictureBox3.Visible = False  
    PictureBox4.Visible = True  
  
End Sub  
  
0 referencias  
Private Sub Mitad_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Mitad.Click  
    SpPuerto.Write("c")  
    'imagenes para la animacion de los ojos obnubilados  
    PictureBox2.Visible = False  
    PictureBox3.Visible = True  
    PictureBox4.Visible = False  
  
End Sub
```

Código para activar el movimiento de los ojos del prototipo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Activación de pulsos cardiacos:

```
'Envío de caracteres para la activacion de los pulsos cardiacos  
0 referencias  
Private Sub Balto_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Balto.Click  
    SpPuerto.Write("d")  
  
End Sub  
  
0 referencias  
Private Sub BNormal_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles BNormal.Click  
    SpPuerto.Write("e")  
  
End Sub  
  
0 referencias  
Private Sub Bbajo_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Bbajo.Click  
    SpPuerto.Write("f")  
  
End Sub  
  
0 referencias  
Private Sub Bparo_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Bparo.Click  
    SpPuerto.Write("g")  
  
End Sub
```

Código para el activar los pulsos cardiacos del prototipo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Sonidos del corazón:

```
'Envío de caracteres para la activacion de sonidos del corazón
0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem2_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem2.Click
    SpPuerto.Write("h")
    'Imágenes para la animación del corazón
    PictureBox1.Visible = True
    PictureBox5.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem3_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem3.Click
    SpPuerto.Write("i")
    PictureBox1.Visible = True
    PictureBox5.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem4_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem4.Click
    SpPuerto.Write("j")
    PictureBox1.Visible = True
    PictureBox5.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem11_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem11.Click
    SpPuerto.Write("k")
    PictureBox1.Visible = True
    PictureBox5.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem12_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem12.Click
    SpPuerto.Write("l")
    PictureBox5.Visible = True
    PictureBox6.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem13_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem13.Click
    SpPuerto.Write("m")
    PictureBox1.Visible = True
    PictureBox5.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem14_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem14.Click
    SpPuerto.Write("n")
    PictureBox1.Visible = True
    PictureBox5.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem.Click
    SpPuerto.Write("o")
    PictureBox1.Visible = False
    PictureBox5.Visible = True
End Sub
```

Código para reproducir los sonidos cardiacos del prototipo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluís.

Sonidos de los pulmones:

```
'Envio de caracteres para la activacion de sonodos de los pulmones
0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem5_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem5.Click
    SpPuerto.Write("p")
    'Imágenes para la animación de los pulmones
    PictureBox6.Visible = True
    PictureBox7.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem6_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem6.Click
    SpPuerto.Write("q")
    PictureBox6.Visible = True
    PictureBox7.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem7_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem7.Click
    SpPuerto.Write("r")
    PictureBox6.Visible = True
    PictureBox7.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem8_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem8.Click
    SpPuerto.Write("s")
    PictureBox6.Visible = True
    PictureBox7.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem9_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem9.Click
    SpPuerto.Write("t")
    PictureBox6.Visible = True
    PictureBox7.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem10_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem10.Click
    SpPuerto.Write("u")

    PictureBox6.Visible = True
    PictureBox7.Visible = False
End Sub

0 referencias
Private Sub ToolStripMenuItem_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles ToolStripMenuItem.Click
    SpPuerto.Write("v")
    PictureBox6.Visible = False
    PictureBox7.Visible = True
End Sub
```

Código para reproducir los sonidos respiratorios del prototipo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluís.

Activación de labios y bomba:

```
'Envío de caracteres para la activacion de los labios
O referencias
Private Sub labios_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Plabios.Click
    SpPuerto.Write("w")
End Sub

O referencias
Private Sub Alabios_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Alabios.Click
    SpPuerto.Write("y")
End Sub

'Envío de caracteres para la activacion de la bomba
O referencias
Private Sub Sangrado_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Esangrado.Click
    SpPuerto.Write("x")
End Sub

O referencias
Private Sub Dsangrado_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Dsangrado.Click
    SpPuerto.Write("z")
End Sub
```

Código para activar labios y bomba del prototipo, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Importar sonidos de la paciente desde una carpeta específica a la interfaz gráfica:

```
'Importar sonidos de la paciende desde el oredenador a la aplicación
O referencias
Private Sub ListBox1_SelectedIndexChanged(sender As Object, e As EventArgs) Handles ListBox1.SelectedIndexChanged
    AxWindowsMediaPlayer1.URL = ListBox1.SelectedItem 'Seleccion de sonidos
End Sub

O referencias
Private Sub OpenFileDialog1_FileOk(sender As Object, e As System.ComponentModel.CancelEventArgs)
    Handles OpenFileDialog1.FileOk
    For Each track As String In OpenFileDialog1.FileNames
        ListBox1.Items.Add(track) 'Lista de sonidos importados
    Next
End Sub

O referencias
Private Sub Button1_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Importar.Click
    Me.OpenFileDialog1.ShowDialog() 'boton para importoar sonidos

End Sub

O referencias
Private Sub Button2_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Button2.Click
    Me.Close() 'boton de salir de la aplicación
End Sub

O referencias
Private Sub Button3_Click(sender As Object, e As EventArgs) Handles Borrar.Click
    ListBox1.Items.RemoveAt(ListBox1.SelectedIndex) 'boton para eliminar sonidos
End Sub
```

Código para importar sonidos de la paciente desde el ordenador a la aplicación, Fuente: Fabián Heredia y Alex Montaluisa.

Anexo D: Programación de tarjetas electrónicas para el control de los actuadores en el prototipo.

Tarjeta A:

```
1 #include "Arduino.h"
2 #include <SoftwareSerial.h>
3 #include <Servo.h>
4 //Variables para bomba de sangrado
5 unsigned long tiempo=0; //Tiempo a restar
6 int bomba; // estado de la bomba
7
8 int FT = 0; //Dato bluetooth de la interfaz de la computadora
9 char a,b,c; // Datos para ojos abrir, cerrar, parpadear;
10 char d,e,f,g; // Datos para pulsos alto, medio, bajo, sin pulso;
11 char h,i,j,k,l,m,n,o; // Datos sonidos corazon
12 char p,q,r,s,t,u,v; // Datos sonidos pulmones
13 char w; // Datos para acticación de labios morados
14 char y; // Datos para desacticación de labios morados
15 char x; // Dato para activación de sangrado
16 char z; // Dato para activación de sangrado
17 char v1, v2, v3, v4,v5,v6; //Datos de asignación a cada sistema
18 //V1=OJOS ; V2= PULSOS ; V3= CORAZÓN ; V4=PULMONES; V5=ACTIVACIÓN
19 //DE LABIOS MORADOS; V6= ACTIVACIÓN DE BOMBA DE SANGRADO
20
21 Servo ojed;
22
23 void setup() {
24   Serial.begin(9600);
25
26   pinMode (14, OUTPUT); // Activación de motores de pulsos
27   pinMode (15, OUTPUT); // Activación de motores de pulsos
28   pinMode (16, OUTPUT); // Activación de motores de pulsos
29   pinMode (17, OUTPUT); // Activación de motores de pulsos
30   pinMode (18, OUTPUT); // Activación de motores de pulsos
31   pinMode (19, OUTPUT); // Activación de motores de pulsos
32   ojed.attach(3); //Variable para movimiento de servo de ojos
33
34   //Variables par activación de sonidos corazon
35   pinMode (4,OUTPUT);
36   pinMode (5,OUTPUT);
37   pinMode (6,OUTPUT);
38
39   //Variables para activación de sonidos pulmones
40   pinMode (7,OUTPUT);
41   pinMode (8,OUTPUT);
42   pinMode (9,OUTPUT);
43
44   //Variable para activación de bomba de sangrado
45   pinMode (10,OUTPUT);
46
47   //Variable para activación de labios morados
48   pinMode (2,OUTPUT);
49 }
```

```

51 void loop() {
52   if (Serial.available() > 0) { //Validación de comunicaión serial para BT
53     FT = Serial.read();
54   }
55
56   //Asignación de instrucción para ojos
57   if (FT== 'a'){
58     vl='a';
59   }
60   if (FT== 'b'){
61     vl='b';
62   }
63   if (FT== 'c'){
64     vl='c';
65   }
66   //Activación de ojos
67   if (vl=='a') //Abrir
68   {
69     ojed.write(90);
70   }
71   if (vl== 'b') //Cerrar
72   {
73     ojed.write(150);
74   }
75   if (vl== 'c') //Medio abiertos
76   {
77     ojed.write(110);
78   }
79
80   //Asignación de instrucciones para el pulso
81   if (FT== 'd'){
82     v2='d';
83   }
84   if (FT== 'e'){
85     v2='e';
86   }
87   if (FT== 'f'){
88     v2='f';
89   }
90   if (FT== 'g'){
91     v2='g';
92   }
93   //Pulso bajo
94   if (v2== 'd')
95   {
96     analogWrite(14,140);
97     analogWrite(15,140);
98     analogWrite(16,140);
99     analogWrite(17,140);
100    analogWrite(18,140);
101    analogWrite(19,140);
102    delay(75);

```

```

103 delay(75);
104 analogWrite(14,0);
105 analogWrite(15,0);
106 analogWrite(16,0);
107 analogWrite(17,0);
108 analogWrite(18,0);
109 analogWrite(19,0);
110 delay(2000); //Variación de frecuencia de pulsos
111 }
112
113 //Pulsos normal
114 if (v2== 'e')
115 {
116 analogWrite(14,140);
117 analogWrite(15,140);
118 analogWrite(16,140);
119 analogWrite(17,140);
120 analogWrite(18,140);
121 analogWrite(19,140);
122 delay(75);
123 analogWrite(14,0);
124 analogWrite(15,0);
125 analogWrite(16,0);
126 analogWrite(17,0);
127 analogWrite(18,0);
128 analogWrite(19,0);
129 delay(1000); //Variación de frecuencia de pulsos
130 }
131
132 //Pulso alto
133 if (v2== 'f')
134 {
135 analogWrite(14,140);
136 analogWrite(15,140);
137 analogWrite(16,140);
138 analogWrite(17,140);
139 analogWrite(18,140);
140 analogWrite(19,140);
141 delay(75);
142 analogWrite(14,0);
143 analogWrite(15,0);
144 analogWrite(16,0);
145 analogWrite(17,0);
146 analogWrite(18,0);
147 analogWrite(19,0);
148 delay(500); //Variación de frecuencia de pulsos
149 }
150
151 //Sin pulso
152 if (v2== 'g')
153 {
154 analogWrite(14,0);
155 analogWrite(15,0);
156 analogWrite(16,0);
157 analogWrite(17,0);
158 analogWrite(18,0);
159 analogWrite(19,0);
160 }

```

```

162 //Asignación de instrucción para sonidos del corazon
163 if(FT=='h'){
164 v3 = 'h';
165 }
166 if(FT=='i'){
167 v3 = 'i';
168 }
169 if(FT=='j'){
170 v3 = 'j';
171 }
172 if(FT=='k'){
173 v3 = 'k';
174 }
175 if(FT=='l'){
176 v3 = 'l';
177 }
178 if(FT=='m'){
179 v3 = 'm';
180 }
181 if(FT=='n'){
182 v3 = 'n';
183 }
184 if(FT=='o'){
185 v3 = 'o';
186 }
187 if(v3=='h'){

188 digitalWrite (4, HIGH);
189 digitalWrite (5, LOW);
190 digitalWrite (6, LOW);
191 }
192 if(v3=='i'){
193 digitalWrite (4, LOW);
194 digitalWrite (5, HIGH);
195 digitalWrite (6, LOW);
196 }
197 if(v3=='j'){
198 digitalWrite (4, HIGH);
199 digitalWrite (5, HIGH);
200 digitalWrite (6, LOW);
201 }
202 if(v3=='k'){
203 digitalWrite (4, LOW);
204 digitalWrite (5, LOW);
205 digitalWrite (6, HIGH);
206 }
207 if(v3=='l'){
208 digitalWrite (4, HIGH);
209 digitalWrite (5, LOW);
210 digitalWrite (6, HIGH);
211 }

```

```

207 if(v3=='l'){
208 digitalWrite (4, HIGH);
209 digitalWrite (5, LOW);
210 digitalWrite (6, HIGH);
211 }
212 if(v3=='m'){
213 digitalWrite (4, LOW);
214 digitalWrite (5, HIGH);
215 digitalWrite (6, HIGH);
216 }
217 if(v3=='n'){
218 digitalWrite (4, HIGH);
219 digitalWrite (5, HIGH);
220 digitalWrite (6, HIGH);
221 }
222 if(v3=='o') {
223 digitalWrite (4, LOW);
224 digitalWrite (5, LOW);
225 digitalWrite (6, LOW);
226 }
228 //Asignación de instrucción para sonidos de los pulmones
229 if(FT=='p'){
230 v4 = 'p';
231 }
232 if(FT=='q'){
233 v4 = 'q';
234 }
235 if(FT=='r'){
236 v4 = 'r';
237 }
238 if(FT=='s'){
239 v4 = 's';
240 }
241 if(FT=='t'){
242 v4 = 't';
243 }
244 if(FT=='u'){
245 v4 = 'u';
246 }
247 if(FT=='v'){
248 v4 = 'v';
249 }
250 if(v4=='p'){
251 digitalWrite (7, HIGH);
252 digitalWrite (8, LOW);
253 digitalWrite (9, LOW);
254 }

```



```

255 if(v4=='q'){
256 digitalWrite (7, LOW);
257 digitalWrite (8, HIGH);
258 digitalWrite (9, LOW);
259 }
260 if(v4=='r'){
261 digitalWrite (7, HIGH);
262 digitalWrite (8, HIGH);
263 digitalWrite (9, LOW);
264 }
265 if(v4=='s'){
266 digitalWrite (7, LOW);
267 digitalWrite (8, LOW);
268 digitalWrite (9, HIGH);
269 }
270 if(v4=='t'){
271 digitalWrite (7, HIGH);
272 digitalWrite (8, LOW);
273 digitalWrite (9, HIGH);
274 }
275 if(v4=='u'){
276 digitalWrite (7, LOW);
277 digitalWrite (8, HIGH);
278 digitalWrite (9, HIGH);
279 }
280 if(v4=='v'){
281 digitalWrite (7, LOW);
282 digitalWrite (8, LOW);
283 digitalWrite (9, LOW);
284 }
285 //Asignacion para activación de labios morados
286 if (FT== 'w'){
287   v5='w';
288 }
289 if (FT== 'y'){
290   v5='y';
291 }
292 if(v5=='w'){
293 digitalWrite(2,HIGH);
294 }
295 if(v5=='y'){
296 digitalWrite(2,LOW);
297 }
298
299 //Asignación de variable para activación de bomba de sangrado
300 if (FT== 'x'){
301   v6='x';
302 }
303 if (FT== 'z'){
304   v6='z';
305 }

```

```
306 if(v6=='x'){
307   analogWrite(10,180);
308 }
309 if(v6=='z'){
310   analogWrite(10,0);
311 }
312 Serial.println("v1");
313 Serial.println(v1);
314 Serial.println("v2");
315 Serial.println(v2);
316 Serial.println("v3");
317 Serial.println(v3);
318 Serial.println("v4");
319 Serial.println(v4);
320 Serial.println("v5");
321 Serial.println(v5);
322 Serial.println("v6");
323 Serial.println(v6);
324 }// Fin de void loop
```

Tarjeta B:

```
1 #include "Arduino.h"
2 #include <SoftwareSerial.h>
3 #include <DFRobotDFPlayerMini.h>
4
5 SoftwareSerial mySoftwareSerial1(10,11); //Rx,Tx //CORAZON
6 SoftwareSerial mySoftwareSerial2(12,13); //Rx,Tx //PULMON
7 DFRobotDFPlayerMini myDFPlayer1;
8 DFRobotDFPlayerMini myDFPlayer2;
9
10 int scl,sc2,sc3; //variables de lectura para entradas de sonidos corazo
11 int spl,sp2,sp3; // Variables de lectura para entradas de sonidos pulmo
12
13 void setup() {
14
15 //Variables par activación de sonidos corazon
16 pinMode(4,INPUT);//Pin sonido corazon 1
17 pinMode(5,INPUT);//Pin sonido corazon 2
18 pinMode(6,INPUT);//Pin sonido corazon 3
19
20 //Variables par activación de sonidos pulmones
21 pinMode(7,INPUT);//Pin sonido pulmon 1
22 pinMode(8,INPUT);//Pin sonido pulmon 2
23 pinMode(9,INPUT);//Pin sonido pulmon 3
24
25
26 Serial.begin(9600);
27
28
29
30 mySoftwareSerial1.begin(9600);
31 Serial.begin(9600);
32 if (!myDFPlayer1.begin(mySoftwareSerial1)) {
33     //Use softwareSerial to communicate with mp3.
34     Serial.println("ERROR1");
35     while(true);
36 }
37 Serial.println("CORRECTO1");
38 myDFPlayer1.volume(25);
39 delay(500);
40 mySoftwareSerial2.begin(9600);
41 Serial.begin(9600);
42 if (!myDFPlayer2.begin(mySoftwareSerial2)) {
43     //Use softwareSerial to communicate with mp3.
44     Serial.println("ERROR2");
45     while(true);
46 }
47 Serial.println("CORRECTO2");
48 myDFPlayer2.volume(25);
49
50 }
```

```

50 void loop() {
51 //Lectura de datos de sonidos del corazon
52 sc1 = digitalRead(4);
53 sc2 = digitalRead(5);
54 sc3 = digitalRead(6);
55
56 //Lectura de datos de sonidos del corazon
57 sp1 = digitalRead(7);
58 sp2 = digitalRead(8);
59 sp3 = digitalRead(9);
60
61
62 //Asignación de instrucción para sonidos del corazon
63 if((sc1 == HIGH)&&(sc2 == LOW)&&(sc3 == LOW)){
64 myDFPlayer1.play(1); //Sonido 1
65 }
66 if((sc1 == LOW)&&(sc2 == HIGH)&&(sc3 == LOW)){
67 myDFPlayer1.play(2); //Sonido 2
68 }
69 if((sc1 == HIGH)&&(sc2 == HIGH)&&(sc3 == LOW)){
70 myDFPlayer1.play(3); //Sonido 3
71 }
72 if((sc1 == LOW)&&(sc2 == LOW)&&(sc3 == HIGH)){
73 myDFPlayer1.play(4); //Sonido 4
74 }
75 if((sc1 == HIGH)&&(sc2 == LOW)&&(sc3 == HIGH)){
76 myDFPlayer1.play(5); //Sonido 5
77 }
78 if((sc1 == LOW)&&(sc2 == HIGH)&&(sc3 == HIGH)){
79 myDFPlayer1.play(6); //Sonido 6
80 }
81 if((sc1 == HIGH)&&(sc2 == HIGH)&&(sc3 == HIGH)){
82 myDFPlayer1.play(7); //Sonido 7
83 }
84 if((sc1 == LOW)&&(sc2 == LOW)&&(sc3 == LOW)) {
85 myDFPlayer1.pause(); //Sin latidos
86 }
87
88 //Asignación de instrucción para sonidos de los pulmones
89 if((sp1 == HIGH)&&(sp2 == LOW)&&(sp3 == LOW)){
90 myDFPlayer2.play(1); //Sonido pulmon 1
91 delay(2000);
92 }
93 if((sp1 == LOW)&&(sp2 == HIGH)&&(sp3 == LOW)){
94 myDFPlayer2.play(2); //Sonido pulmon 2
95 delay(2000);
96 }
97 if((sp1 == HIGH)&&(sp2 == HIGH)&&(sp3 == LOW)){
98 myDFPlayer2.play(3); //Sonido pulmon 3
99 delay(2000);
100 }

```

```
101 if((spl == LOW )&&(sp2 == LOW)&&(sp3 == HIGH)){
102 myDFPlayer2.play(4); //Sonido pulmon 4
103 delay(2000);
104 }
105 if((spl == HIGH)&&(sp2 == LOW)&&(sp3 == HIGH)){
106 myDFPlayer2.play(5); //Sonido pulmon 5
107 delay(2000);
108 }
109 if((spl == LOW)&&(sp2 == HIGH)&&(sp3 == HIGH)){
110 myDFPlayer2.play(6); //Sonido pulmon 6
111 delay(2000);
112 }
113 if((spl == LOW)&&(sp2 == LOW)&&(sp3 == LOW)){
114 myDFPlayer2.pause(); //Sin respiracion
115 delay(2000);
116 }
117 }// Fin de void loop
```

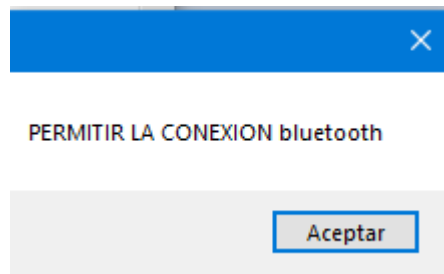
Anexo E: Manual de uso del prototipo

1. Conexión del simulador y configuración de la interfaz

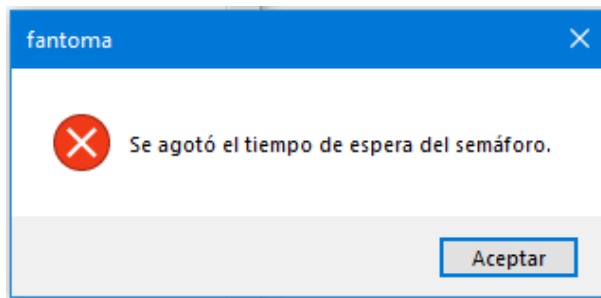
- Conectar el prototipo a la red eléctrica.
- Instalar la aplicación en un ordenador con conexión bluetooth.
- Abrir la aplicación de la interfaz gráfica del prototipo instalada previamente en el ordenador
- Importar los sonidos de la paciente que se desean reproducir de una carpeta en el ordenador a la aplicación por medio del botón “Importar sonidos”.
- Conectar el párlate bluetooth integrado en el prototipo al ordenador, para reproducir los sonidos de la paciente previamente importados.

2. Conexión interfaz - fantoma

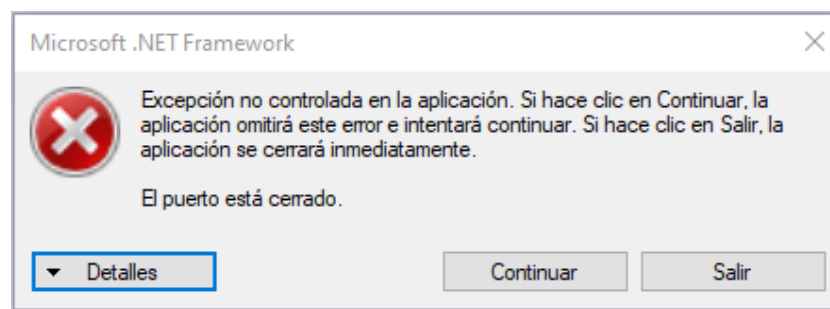
- Para establecer la conexión entre la aplicación y el prototipo se presiona el botón “BUSCAR”, al presionar este botón saldrá una ventada con el texto “PERMITIR LA CONEXIÓN bluetooth”, presionar aceptar. Esta acción nos permite encontrar el puerto serial virtual del ordenador asociado al módulo bluetooth del prototipo.



- Presionar el botón “CONECTAR” para establecer la transferencia de caracteres entre la Aplicación y el prototipo.
- Si al momento de presionar el botón “CONECTAR” aparece una ventana con el texto “se agotó el tiempo de espera del semáforo”, verificar si el módulo bluetooth esta encendido o si la conexión Bluetooth del ordenador está habilitado.



- Para saber si el módulo bluetooth este encendido su led indicador debe parpadear rápidamente.
- La conexión es exitosa cuando en la aplicación se enciende un indicador de color verde, se muestra el texto “CONECTADO” y el led indicador del módulo bluetooth parpadea dos veces cada 2 segundos.
- Nota: no presionar los botones de envío de caracteres antes de establecer la conexión entre la aplicación y el prototipo.
- Si presiona un botón de envío de datos antes de establecer la conexión saldrá una ventana de error, presione “continuar” para que la aplicación no se cierre.



3. Manejo de la interfaz

- En la aplicación se encuentra una animación de los ojos, al presionar “Abrir” la animación y los ojos del prototipo se abren, lo mismo sucede al presionar cerrar ojos y en ojos obnubilados.
- En la aplicación se encuentran botones para activar los pulsos cardiacos, al presionar en el botón de “bradicardia” el prototipo tendrá un pulso alto, al presionar en el botón de “normal” el pulso en el prototipo será el de una paciente sin ningún padecimiento, al presionar en el botón de “taquicardia” el pulso en el prototipo será bajo y al presionar en el botón de “paro” se detendrán los pulsos,

- En la aplicación al presionar en el botón “Cianosis” se encienden varios leds en la boca del prototipo para simular dicha afección, al presionar el botón “Normal” se apagan los leds.
- El sangrado de prototipo debe ser activado y desactivado con sus respectivos botones según el instructor lo requiera.
- En La aplicación, Para los sonidos del corazón se despliega un menú con las diferentes afecciones que puede sufrir una paciente, deben activarse según el instructor lo requiera.
- Los sonidos de los pulmones se despliegan un menú con los con las diferentes afecciones que puede sufrir una paciente que serán activados según el instructor lo requiera.
- Para que los estudiantes verifiquen cual es el sonido que se reproduce es necesario el uso de un fonendoscopio.

4. Fallas de comunicación

- En caso de existir desconexión repentina entre la interfaz y el fantoma o retardo en el envío de órdenes, reiniciar la interfaz y el fantoma y volver a comunicarlos.

Anexo D: Rúbricas de la validación del prototipo

Quito, DM 11 de Noviembre de 2019

ING. DAVID ANDRÉS ERAZO CARVAJAL

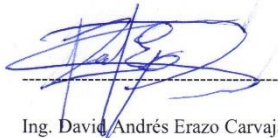
Coordinador técnico de la Clínica de Simulación Médica y Robótica

Facultad de Ciencias Médicas

Universidad Central del Ecuador

Por medio de la presente hago constar que el proyecto técnico "PROTOTIPO ELECTRÓNICO PARA CONTROLAR Y PROGRAMAR ESCENARIOS CLÍNICOS EN UN SIMULADOR GÍNECO – OBSTÉTRICO DE BAJA FIDELIDAD" presentado el día Jueves 12 de Septiembre del 2019 por los estudiantes Heredia Iza Paul Fabián y Montaluisa Montaluisa Alex Darío ha sido validado satisfactoriamente en cada uno de los parámetros de funcionamiento. Por lo tanto se acepta la entrega del prototipo según lo acordado.

Atentamente:



Ing. David Andrés Erazo Carvajal

C.I 1714998489



Clínica de Simulación
Médica y Robótica
Universidad Central del Ecuador

Carta de aceptación de entrega del prototipo