



UNIVERSIDAD UTE

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA E
INDUSTRIAS**

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

**SIMULADOR MÉDICO PARA PRÁCTICAS DE PRIMEROS AUXILIOS
Y CONTROL DE HEMORRAGIAS**

**TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERO EN MECATRÓNICA**

CAMILO DAVID ORTIZ CARRERA

DIRECTOR: ING. GUILLERMO MOSQUERA

Quito, 16 de junio del 2020

© Universidad UTE 2020.
Reservados todos los derechos de reproducción

FORMULARIO DE REGISTRO BIBLIOGRÁFICO

PROYECTO DE TITULACIÓN

DATOS DE CONTACTO	
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1716858640
APELLIDO Y NOMBRES:	Ortiz Carrera Camilo David
DIRECCIÓN:	Los Cabildos N40-155 e Hidalgo de Pinto
EMAIL:	pk_cavid@hotmail.com
TELÉFONO FIJO:	022263473
TELÉFONO MOVIL:	0987422801

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Simulador médico para prácticas de primeros auxilios y control de hemorragias
AUTOR O AUTORES:	Camilo David Ortiz Carrera
FECHA DE ENTREGA DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	16/06/2020
DIRECTOR DEL PROYECTO DE TITULACIÓN:	Ing. Guillermo Mosquera
PROGRAMA	PREGRADO <input checked="" type="checkbox"/> POSGRADO <input type="checkbox"/>
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
RESUMEN: Mínimo 250 palabras	<p>El uso de simuladores médicos para la enseñanza en el ámbito de la salud es una forma de preparar a los futuros médicos del Ecuador para situaciones reales, sin poner en riesgo la salud de ninguna persona durante el aprendizaje.</p> <p>La simulación como estrategia de aprendizaje es ampliamente utilizada alrededor del mundo, debido a la alta demanda de estas tecnologías, la competencia en innovación y desarrollo tecnológico no se detiene.</p> <p>Los simuladores médicos por lo general tienen un alto costo, razón por la cual muchas Universidades no poseen un laboratorio de aprendizaje adecuado.</p> <p>El proyecto desarrollado pone al alcance de los docentes y estudiantes un simulador médico para el control de hemorragias de alta fidelidad y bajo costo, con el cual pueden desarrollar las competencias adecuadas</p>

	<p>para salvar vidas en situaciones de emergencia. Con el uso de este simulador se pretende que los estudiantes puedan aprender las técnicas médicas apropiadas para controlar hemorragias, tomando en cuenta los conocimientos de primeros auxilios que consisten en la atención inmediata del paciente en el lugar de los acontecimientos, antes de ser trasladado a un centro hospitalario.</p> <p>El simulador presenta un sangrado realista en diez heridas, tiene pulso carotideo que puede ser controlado de forma manual o automática, donde el pulso cambia de acuerdo con la severidad de la hemorragia, sensores que permiten al software evaluar si los procedimientos médicos aplicados son correctos durante la práctica y detener el sangrado de forma automática.</p> <p>Se pueden practicar diferentes escenarios de acuerdo con el tipo de herida y la gravedad de la hemorragia. Finalmente, se desarrolló una interfaz gráfica para utilizar el simulador y controlar el sangrado de las heridas.</p>
PALABRAS CLAVES:	Simulación Médica, Alta fidelidad, Control de Hemorragia.
ABSTRACT:	<p>The use of medical simulators for teaching is a way to prepare the future medics of Ecuador to face real situations without risking any person health during the learning process.</p> <p>Simulation as teaching strategy is widely used around the world, due to the high demand of these technologies, the competitiveness to be at the forefront and develop new technology does not stop.</p> <p>Most of Medical simulators are expensive so some universities don't have an appropriate simulation laboratory.</p> <p>The developed project allows teachers and students to practice in a low cost high-fidelity hemorrhage control trainer to develop the correct skills to save lives in an emergency situation. With the use of this simulator it is intended that students learn appropriate medical techniques to control hemorrhage, using first aid knowledge that refers an</p>

	<p>immediate care of the patient until full medical treatment is available.</p> <p>The simulator is equipped with realistic bleeding in ten wounds. It has a carotid pulse that can be used in manual or automatic mode to change the pulse rate according to the severity of the hemorrhage. The simulator includes sensors that allow the system to assess if the medical procedures are correctly applied during the practice and automatically stop the bleeding.</p> <p>It is possible to simulate different scenarios according to the type of wound and the gravity of the hemorrhage. Finally, a visual interface was developed to use the simulator and control injuries that present bleeding.</p>
KEYWORDS	Medical Simulation, High Fidelity, Hemorrhage Control.

Se autoriza la publicación de este Proyecto de Titulación en el Repositorio Digital de la Institución.

f:



Ortiz Carrera Camilo David

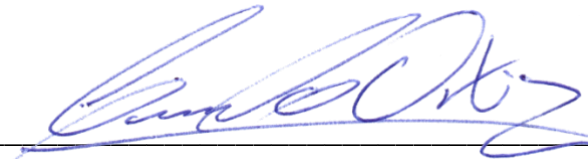
C.I. 1716858640

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Ortiz Carrera Camilo David** con CI: 1716858640 autor del proyecto titulado: **Simulador médico para prácticas de primeros auxilios y control de hemorragias** previo a la obtención del título de **GRADO ACADÉMICO COMO APARECE EN EL CERTIFICADO DE EGRESAMIENTO** en la Universidad UTE.

1. Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las Instituciones de Educación Superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de graduación para que sea integrado al Sistema Nacional de información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.
2. Autorizo a la BIBLIOTECA de la Universidad UTE a tener una copia del referido trabajo de graduación con el propósito de generar un Repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Quito, 16 de junio del 2020

f: 
Ortiz Carrera Camilo David
C.I.1716858640

DECLARACIÓN

Yo Camilo David Ortiz Carrera, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Universidad UTE puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normativa institucional vigente.



Camilo David Ortiz Carrera

C.I.1716858640

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo que lleva por título Simulador médico para prácticas de primeros auxilios y control de hemorragias, que, para aspirar al título de Ingeniero en Mecatrónica fue desarrollado por Camilo David Ortiz Carrera , bajo mi dirección y supervisión, en la Facultad de Ciencias de la Ingeniería e Industrias; y cumple con las condiciones requeridas por el reglamento de Trabajos de Titulación artículos 19, 27 y 28.



Guillermo Mosquera Canchingre

DIRECTOR DEL TRABAJO

C.I.0802613059

CARTA DE LA INSTITUCIÓN

Quito, 09 de septiembre de 2019

A quien corresponda

Por medio de la presente comunico los requerimientos del Centro de Simulación para el desarrollo del Dispositivo Tecnológico para Titulación del señor egresado de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica Camilo David Ortiz Carrera, que se llevará a cabo en el Centro de simulación de la Facultad de Ciencias de la Salud Eugenio Espejo:

1. El Dispositivo Tecnológico se desarrollará en el Maniquí de Trauma Ultimate Hurt.
2. Se requiere que el dispositivo permita la hemorragia de las 10 heridas localizadas en el cuerpo del Maniquí.
3. Se requiere que la hemorragia de las heridas (02) localizadas en la mano derecha del simulador, puedan detenerse de forma automática una vez que se apliquen los procedimientos adecuados.
4. Se requiere que la hemorragia de las 8 heridas restantes se pueda controlar de manera independiente a través del ordenador.
5. Se requiere la implementación de pulso generado de manera automática en el Maniquí y que su frecuencia esté acorde con la hemorragia de las heridas (02) localizadas en la mano derecha del maniquí y su control.

Tlga. Verónica Buenaño

Responsable (E) Centro de Simulación



CENTRO
DE SIMULACIÓN

CARTA DE CONFORMIDAD

Quito, 03 de junio 2020

A quien corresponda,

Por medio de la presente comunico que el Señor egresado de la carrera de Ingeniería Mecatrónica Camilo David Ortiz Carrera ha entregado, el proyecto de titulación que se instaló en el Maniquí de trauma **ULTIMATE HURT** con código **UTE2017 00030971**, con las características que se muestran a continuación:

- Hemorragia de 10 heridas localizadas en el cuerpo del maniquí
- Práctica de control de hemorragia en las 2 heridas del brazo derecho con detención automática del sangrado.
- Control independiente a través del ordenador del sangrado de las 8 heridas restantes.
- Implementación de pulso generado acorde a la hemorragia de las heridas localizadas en la mano derecha del maniquí.

Dichas características fueron verificadas por el personal técnico del Centro de simulación de la Facultad de Ciencias de la Salud Eugenio Espejo, comprobando su correcto funcionamiento.

Atentamente,



Tiga. Verónica Buenaño

Responsable (E)

Centro de simulación FCSEE



Ing. Josué Martínez

Técnico

Centro de Simulación FCSEE

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mi familia,
quienes me han acompañado de forma
incondicional a lo largo del camino,
su ejemplo y perseverancia han sido mi
Norte, su esfuerzo y apoyo me han permitido
cumplir con este objetivo.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a las personas del Centro de Simulación de la Universidad UTE que me abrieron las puertas para realizar mi proyecto y especialmente a Josué Martínez por su orientación durante el desarrollo del mismo.

A todas las personas que hicieron posible que este proyecto se lleve a cabo y a lo largo de esta etapa participaron en mi instrucción y formación.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

	PÁGINA
RESUMEN	1
ABSTRACT	2
1.INTRODUCCIÓN	3
2.METODOLOGÍA Y DISEÑO	8
2.1 DEFINICIÓN DE REQUERIMIENTOS	9
2.2 DISEÑO DEL CONTROLADOR.....	17
3.RESULTADOS Y DISCUSIÓN	23
3.1 PRUEBAS DE FUNCIONALIDAD	23
3.1.1 SANGRADO Y FUGAS	23
3.1.2 ABASTECIMIENTO DE SANGRE SIMULADA.....	24
3.1.3 PULSO CAROTÍDEO	25
3.1.4 LECTURA DE SENSORES Y USO DE INFORMACIÓN	26
3.1.5 CONEXIÓN PUERTO SERIAL.....	28
3.1.6 COMPONENTES DE LA INTERFAZ GRÁFICA	29
3.1.7 PLACA PCB.....	30
4.CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	29
4.1 CONCLUSIONES	31
4.2 RECOMENDACIONES.....	32
BIBLIOGRAFÍA	33

ÍNDICE DE TABLAS

	PÁGINA
Tabla 1. Caudal de sangrado por herida.	16
Tabla 2. Pines PWM disponibles según distintas variables.	18
Tabla 3. Valores de pulsaciones por minuto según PWM.....	20
Tabla 4. Prueba de fugas en las bombas y válvula de 3 vías.	24
Tabla 5. Prueba de fugas en las heridas intervenidas.	24
Tabla 6. Pruebas realizadas para conocer el realismo del pulso carotideo.....	25
Tabla 7. Datos obtenidos del sensor de fuerza durante simulación de presión en arteria.....	28

ÍNDICE DE FIGURAS

	PÁGINA
Figura 1. Requerimientos del Sistema.....	10
Figura 2. Diagrama de Definición de Elementos.....	11
Figura 3. Diagrama de Estructura Interna	12
Figura 4. Diagrama de Actividades.....	13
Figura 5. Manguera flexible en la cara interna de las heridas del pie	14
Figura 6. Manguera que pasa por la junta móvil de la pierna derecha.....	14
Figura 7. Conexiones de mangueras y bombas.....	15
Figura 8. Bastidor para válvula de 3 vías y servomotor	15
Figura 9. Base rígida para fijar el sensor.....	16
Figura 10. Sistema de control de Lazo Abierto	17
Figura 11. Leva utilizada para simular el pulso carotideo.	19
Figura 12. Estructura de soporte para el motor que simula el pulso.	19
Figura 13. Esquema del circuito eléctrico.....	22
Figura 14. Apósito mojado con sangre simulada.	23
Figura 15. Toma individual desde el reservorio para todas las bombas	24
Figura 16. Toma independiente del reservorio para cada bomba.	25
Figura 17. Señal digital del sensor de nivel.....	26
Figura 18. Posición de brazo elevado	26
Figura 19. Posición de brazo bajo.	27
Figura 20. Datos desplegados en una interfaz de Visual Studio.	28
Figura 21. Conexión serial a través de la interfaz.	29
Figura 22. Mensaje emergente que indica que el puerto serial se ha desconectado.	29
Figura 23. Interfaz de usuario para control de simulador y visualización de resultados.....	30
Figura 24. Placa PCB con sus componentes soldados.	30

RESUMEN

El uso de simuladores médicos para la enseñanza en el ámbito de la salud es una forma de preparar a los futuros médicos del Ecuador para situaciones reales, sin poner en riesgo la salud de ninguna persona durante el aprendizaje.

La simulación como estrategia de aprendizaje es ampliamente utilizada alrededor del mundo, debido a la alta demanda de estas tecnologías, la competencia en innovación y desarrollo tecnológico no se detiene.

Los simuladores médicos por lo general tienen un alto costo, razón por la cual muchas Universidades no poseen un laboratorio de aprendizaje adecuado.

El proyecto desarrollado pone al alcance de los docentes y estudiantes un simulador médico para el control de hemorragias de alta fidelidad y bajo costo, con el cual pueden desarrollar las competencias adecuadas para salvar vidas en situaciones de emergencia. Con el uso de este simulador se pretende que los estudiantes puedan aprender las técnicas médicas apropiadas para controlar hemorragias, tomando en cuenta los conocimientos de primeros auxilios que consisten en la atención inmediata del paciente en el lugar de los acontecimientos, antes de ser trasladado a un centro hospitalario.

El simulador presenta un sangrado realista en diez heridas, tiene pulso carotídeo que puede ser controlado de forma manual o automática, donde el pulso cambia de acuerdo con la severidad de la hemorragia, sensores que permiten al software evaluar si los procedimientos médicos aplicados son correctos durante la práctica y detener el sangrado de forma automática.

Se pueden practicar diferentes escenarios de acuerdo con el tipo de herida y la gravedad de la hemorragia. Finalmente, se desarrolló una interfaz gráfica para utilizar el simulador y controlar el sangrado de las heridas.

Palabras clave: Simulación Médica, Alta fidelidad, Control de Hemorragia.

ABSTRACT

The use of medical simulators for teaching is a way to prepare the future medics of Ecuador to face real situations without risking any person health during the learning process.

Simulation as teaching strategy is widely used around the world, due to the high demand of these technologies, the competitiveness to be at the forefront and develop new technology does not stop.

Most of Medical simulators are expensive so some universities don't have an appropriate simulation laboratory.

The developed project allows teachers and students to practice in a low cost high-fidelity hemorrhage control trainer to develop the correct skills to save lives in an emergency situation. With the use of this simulator it is intended that students learn appropriate medical techniques to control hemorrhage, using first aid knowledge that refers an immediate care of the patient until full medical treatment is available.

The simulator is equipped with realistic bleeding in ten wounds. It has a carotid pulse that can be used in manual or automatic mode to change the pulse rate according to the severity of the hemorrhage. The simulator includes sensors that allow the system to assess if the medical procedures are correctly applied during the practice and automatically stop the bleeding.

It is possible to simulate different scenarios according to the type of wound and the gravity of the hemorrhage. Finally, a visual interface was developed to use the simulator and control injuries that present bleeding.

Keywords: Medical Simulation, High Fidelity, Hemorrhage Control.

1. INTRODUCCIÓN

La simulación como técnica aplicada al aprendizaje se ha desarrollado desde los años 40 y permite amplificar una situación real, replicando los aspectos más importantes de forma interactiva. Se logra colocar al estudiante en un contexto realista con la facilidad de ser guiado a través de esta experiencia. Específicamente, un simulador médico es el instrumento que posibilita realizar técnicas en un ambiente controlado. Con el uso de la tecnología el simulador es apto para replicar condiciones humanas y anatómicas en diferente medida (Perretta, 2015) (Centro de Diagnóstico y Terapéutica Endoluminal, 2019).

El uso de simuladores en la educación médica no es nuevo, en los últimos 20 años se ha extendido de forma progresiva alrededor del mundo. Como argumenta (Vela, 2017), la educación médica basada en simulación es la práctica de la docencia que utiliza como recursos simuladores para estimular y mejorar el aprendizaje, recreando un escenario clínico de variable complejidad (Moya, y otros, 2017).

Desde los años sesenta hasta fines de los ochenta, la simulación clínica está representada por las primeras empresas que desarrollaron simuladores complejos, capaces de replicar características anatómicas y eventos fisiológicos como Laerdal, Abrahamson, Gravenstein y Gaba (Vela, 2017).

La educación médica es compleja, porque de la correcta ejecución de las técnicas aprendidas dependen vidas humanas. Gracias al uso de simulación, se ejecutan los procedimientos reales en entornos controlados donde puede existir margen de error (Villca, 2018).

Se debe tomar en cuenta el hecho de que los estudiantes de medicina pertenecen al equipo del personal de salud y por lo tanto los ciudadanos acuden a ellos por este motivo. A pesar de esto, la educación para el manejo de emergencias médicas que comúnmente se imparte y practica en la carrera parece no ser correcta y sobre todo en la atención primaria (Blasco, Bachi, Paula, Antonio, & Godoy, 2017).

La enseñanza adecuada que deberían recibir los estudiantes puede asegurar el correcto actuar de los futuros profesionales de la salud frente a estos eventos. Así, mejorar el servicio de salud que se ofrece en el Ecuador, utilizando para este fin herramientas tecnológicas accesibles para las universidades (Changllo, Calderón, De Naquira, Quenta, & Linares, 2017) (Barrios, 2016) (Serrano Béjar, y otros, 2015).

Una emergencia en el campo de la salud es una situación urgente que pone en peligro inmediato la vida del paciente o la función de algún órgano. Estas situaciones pueden ser originadas por diferentes fuentes como: fenómenos naturales, actos humanos deliberados, enfermedades o por la combinación de ellos (Guillaume, 2018).

Las principales causas de defunción en el Ecuador son enfermedades isquémicas del corazón y accidentes de transporte terrestre dentro de las defunciones masculinas. En jóvenes entre 20 a 30 años, accidentes de transporte terrestre, homicidios y suicidios. De acuerdo con esta información se puede entender que un gran número de emergencias médicas son causadas por accidentes y actos autoinfligidos. La preparación del personal de salud es de total importancia en estas situaciones en los que el control de hemorragias son el factor más importante para salvar la vida del paciente (INEC, 2019).

Existen simuladores para el control de hemorragias de la empresa 3B Scientific, diseñados para la formación en asistencia médica en entornos tácticos (TMC). Los grupos en formación en el área de la salud como los cuerpos de seguridad, los equipos de los servicios de urgencias médicas (EMS), las personas que practican primeros auxilios, entre otros profesionales sanitarios son el grupo objetivo de este tipo de simuladores porque atienden a los pacientes en el área de los hechos antes de su llegada al hospital. Los simuladores de 3B Scientific que tienen hemorragias incorporadas son los siguientes: Simulador de asistencia de urgencia a heridos en entornos tácticos para el control de hemorragias – THCT; Simulador de medicina táctica de combate con lesiones vasculares graves - TCCS2; Simulador de medicina táctica de combate con amputaciones traumáticas - TCCS 3; Simulador de medicina táctica de combate con amputaciones traumáticas y heridas por arma de fuego - TCCS 4 (Scientific, 2019).

Las implementaciones más novedosas en el ámbito de simuladores médicos son los modelos hápticos que permiten al usuario tocar, sentir, y manipular objetos en entornos virtuales (Toribio & López, 2015).

Virtual meets Reality es un concepto nuevo también de la marca 3B Scientific que combina modelos anatómicos muy realistas de la anatomía humana con modelos virtuales muy detallados que se pueden visualizar con una aplicación desde una Tablet o Smartphone y se accede a través de un código QR o NFC (Scientific, 2019).

Los simuladores que usan tecnología háptica se basan principalmente en imágenes 3D que permitan alta fidelidad y gran realismo, a la vez que estas imágenes replican los procedimientos que realiza el practicante de manera remota a través de controladores. Ejemplos de estos son: Surgical Theater's Surgery Rehearsal Platform (SRP), Simodont® Dental Trainer, insightArthroVR® simulator, Arm/Hand Skill Rehabilitation for Stroke Victims, Fundamental Surgery, entre otros que incorporan realidad aumentada con el concepto háptico para llevar a los simuladores a un nivel de fidelidad que no

existía anteriormente (Fundamental VR, 2018) (MOOG, 2019) (Vincent, 2018) (Pérez Ariza & Chaves, 2016).

La educación en la carrera de medicina es necesariamente un campo en constante desarrollo en el cual se busca las mejores formas de transmitir los conocimientos a los estudiantes. Por esta razón los simuladores médicos tienen un papel importante en la práctica de procedimientos y técnicas en un escenario controlado. Sin embargo, la mortalidad por emergencias médicas es alta (Sosa Rodríguez, y otros, 2018).

El grado de realismo de los modelos y de la experiencia que otorgan al usarlos se enmarca en el concepto de fidelidad de un simulador. Existen 5 categorías principales descritas por Ziv que dividen las herramientas de forma que se puedan diferenciar según la tecnología aplicada y objetivos de la misma (Centella & Hornero, 2017). El simulador que se propone realizar se encuentra en la siguiente categoría:

Simuladores de paciente completo: Maniqués de tamaño real, manejados computacionalmente que simulan aspectos anatómicos y fisiológicos. Permiten desarrollar competencias en el manejo de situaciones clínicas complejas y para el trabajo en equipo.

Los simuladores médicos tienen altos costos y esto es una limitante para que la Universidad UTE adquiriera uno de las características antes mencionadas. Esto resulta en una experiencia poco o nada realista por parte de los estudiantes. Las connotaciones se reflejan en las altas tasas de mortalidad por emergencias médicas en el Ecuador.

El centro de simulación de la Universidad UTE tiene un fantoma para prácticas de primeros auxilios y control de hemorragias que no permite un nivel de realismo en la aplicación de los procedimientos y técnicas. El grado de realismo de los modelos y de la experiencia que otorgan al usarlos se enmarca en el concepto de fidelidad de un simulador. Existen tres niveles principales descritos por Ziv, director del Sheba Medical Center sobre la creación de escenarios clínicos realistas, que dividen las herramientas para que se puedan diferenciar según las variables fisiológicas. De acuerdo con esta clasificación, el simulador que posee el Centro de Simulación Médica de la UTE se encuentra en la categoría de *Simulación de baja fidelidad*, son modelos que simulan sólo una parte del organismo, usados para desarrollar habilidades motrices básicas para procedimientos simples o exámenes físicos como, la instalación de un catéter o auscultación cardíaca básica.

Por lo tanto, el maniquí no permite una experiencia suficientemente acertada que prepare a los estudiantes para su correcto desempeño en una situación real. Los factores psicológicos como el miedo, el nerviosismo, la falta de

enfoque, entre otros pueden ser razones suficientes que den cabida a errores que signifiquen la pérdida de una vida humana.

Por esta razón, crear un simulador con un nivel de realismo alto, que aporte estos factores psicológicos durante el aprendizaje, es de vital importancia para la formación de los futuros profesionales en el área de la salud, los docentes, la Universidad UTE y los ciudadanos ecuatorianos.

Con el uso de la tecnología y conocimientos adquiridos en la carrera de Ingeniería Mecatrónica, se propone utilizar este fantoma como base para incorporar elementos electrónicos que lo conviertan en un simulador de altas prestaciones tecnológicas y de la más alta fidelidad dentro de las categorías utilizadas por Ziv que corresponde a simuladores que poseen más de una variable fisiológica para crear un escenario clínico realista utilizando fantomas de tamaño real. El objetivo es desarrollar competencias en el manejo de crisis (Centella & Hornero, 2017).

Este trabajo de titulación consiste en desarrollar un simulador médico para prácticas de primeros auxilios y control de hemorragias utilizando como base el fantoma Mr. Hurt de Laerdal, que tendrá que ser intervenido para cumplir con los requerimientos del centro de simulación médica de la Universidad UTE. Para el desarrollo del objetivo general se lo ha dividido en los siguientes objetivos específicos:

- Implementar actuadores para el reparto de sangre simulada hacia las heridas del maniquí y la generación de pulso en el cuello acorde a la hemorragia de las heridas en la mano derecha.
- Incorporar sensores en el maniquí que permitan obtener información sobre los procedimientos realizados por parte del practicante para ofrecer una experiencia realista.
- Diseñar un controlador para regular el flujo de sangre simulada hacia las heridas de acuerdo con los procedimientos y técnicas realizadas durante la práctica.
- Diseñar una interfaz gráfica que permita la interacción del usuario con el fantoma, otorgando la posibilidad de modificar las características de la simulación.
- Validar funcionamiento del sistema por medio de un caso práctico.

Se va a realizar un Simulador médico para prácticas de primeros auxilios y control de hemorragias utilizando el maniquí existente en el Centro de Simulación Médica de la UTE, para utilizarse en la carrera de medicina de la Universidad UTE. Se va a incorporar sangrado simulado en el fantoma, en 10 heridas con el uso de bombas eléctricas DC y mangueras. La mano de la extremidad superior derecha se equipará con sensores de fuerza y de

variación de ángulo en 2 de las 10 heridas que posee el maniquí, para el monitoreo al realizar los siguientes procedimientos: aplicación de presión directa sobre la hemorragia, elevar la extremidad, colocación de apósito, realización de vendaje compresivo, presión en el vaso sanguíneo principal de la extremidad y aplicación de torniquete.

Como interfaz con el usuario se desarrollará un programa que permita interactuar con el simulador para recrear escenarios y controlar de forma directa el sangrado de las heridas. La interfaz incorpora el encendido manual e independiente de hemorragia en ocho de las heridas, los controles de inicio/paro de la práctica de control de hemorragia en el brazo derecho y la visualización del pulso del paciente según el estado de la hemorragia.

Con la incorporación de estos dispositivos electrónicos e interfaz con el usuario, el simulador se enmarca en la categoría de alta fidelidad (Centella & Hornero, 2017).

2. METODOLOGÍA Y DISEÑO

Para el desarrollo de este proyecto se utilizó la metodología en V, para lo cual se definieron los requerimientos en conjunto con la Tnlga. Verónica Buenaño, encargada del centro de simulación y el Ing. Josué Martínez, encargado del área de Ingeniería del centro de Simulación. De esta forma se destinó un maniquí para ser intervenido y a partir del cual se estableció lo siguiente: el número de heridas que van a sangrar en el maniquí, cuáles y como se van a comportar cada una de ellas, puesto que el maniquí posee diferentes tipos de heridas en varias partes del cuerpo.

El maniquí está hecho de plástico de diferentes durezas que le otorgan mayor realismo, las heridas están hechas con materiales blandos y flexibles. Para lograr que se produzca sangrado, se necesitó incorporar mangueras que puedan conducir sangre simulada a través del cuerpo del maniquí hasta la ubicación de cada herida, entonces fue necesario equipar al maniquí con un reservorio de sangre simulada para abastecer el sangrado. Del reservorio hasta las heridas hay diferentes distancias que cubrir, lo que demandó el uso de bombas de agua que permitan repartir el líquido del contenedor hasta cada punto de interés en el maniquí.

El sangrado automático para las heridas del brazo derecho y el control independiente para el resto de las lesiones dio lugar al uso de un microcontrolador que comande los diferentes sistemas necesarios para el diseño del simulador.

Para obtener información del entorno y así evaluar si se están aplicando correctamente los procedimientos médicos destinados a controlar el sangrado en el brazo derecho se precisó el uso de sensores.

Los usuarios del simulador deberán tener control sobre el inicio o finalización de la práctica, su configuración y obtener una retroalimentación de las técnicas médicas aplicadas. Para cumplir con este fin, se realizó una interfaz que le permita al usuario interactuar con el simulador utilizando un computador. Finalmente, para que los sistemas eléctricos y electrónicos puedan funcionar es necesario una fuente de poder.

Los elementos antes mencionados, que en conjunto hacen posible que el maniquí sea un simulador médico de alta fidelidad, se integran de la siguiente manera:

- Las mangueras para cada herida deben estar conectadas a las bombas de agua, las mismas que están unidas de forma independiente al contenedor de sangre simulada.
- Se alimenta los motores de las bombas a través de la placa PCB que tiene una fuente de poder principal.
- Los sensores envían información al microcontrolador, donde se procesa para emitir señales de control hacia la placa PCB. De forma

que entre el microcontrolador y la placa PCB existe entrada y salida de información.

- El microcontrolador a su vez está conectado a través del puerto serial al computador permitiendo que el usuario pueda enviar y recibir información a través de la interfaz.

Una vez realizadas las conexiones mencionadas, los sistemas pueden funcionar como uno solo y cumplir con el objetivo.

Las necesidades que tienen los estudiantes y docentes de Ciencias de la Salud son específicas, razón por la cual la Tnlga. Verónica Buenaño es la responsable de evaluar si se han cumplido los requerimientos por lo que se realizaron las siguientes pruebas.

Prueba de nivel de sangrado, en la cual se midió el caudal de cada una de las heridas.

Se probó el tacto en la leva del pulso con lo cual se midió si la presión aplicada al tomar el pulso en el simulador es similar a la que se realiza con un paciente real.

Con relación a esto se probó si la lectura del pulso es correcta con la mostrada en el software.

Se probó la presión aplicada en la zona de la arteria femoral del maniquí en la cual se midió el valor de fuerza mínima necesaria para que el procedimiento médico sea correcto.

Se realizó pruebas repetidas de la inclinación del brazo para conocer si las lecturas del sensor de inclinación son fiables.

Se probó la cantidad de prácticas completas que se pueden realizar con una carga completa de sangre simulada.

Se realizó sangrado de todas las heridas de forma repetida para comprobar fugas de líquido.

Se comprobó la integración del sistema con la finalidad de conocer si todos los componentes trabajan correctamente en conjunto.

Se probó la interfaz de usuario para que cumpla con características como la familiaridad, simpleza y claridad, que permitan asegurar que sea intuitiva y funcional (Instituto Internet, 2019).

2.1 DEFINICIÓN DE REQUERIMIENTOS

En función de lo establecido en la metodología se definieron los requerimientos del sistema. Las heridas que puedan sangrar son 10 en total a lo largo del cuerpo del maniquí:

- La pierna derecha tiene tres heridas, dos se localizan en el pie y corresponden a cortes profundos. La otra herida es un hueso expuesto que se encuentra en el muslo.
- En el abdomen una sola con vísceras expuestas.

- En el cuello un corte; en la cabeza suman tres heridas, dos cortes localizados en la ceja y cuero cabelludo; por último, sangrado de la nariz.
- En el brazo derecho hay dos, un hueso expuesto en el antebrazo y un corte profundo en la mano con amputación del dedo pulgar.

Se estableció que el sangrado de las heridas de la mano derecha y el hueso expuesto del antebrazo, puedan detenerse de forma automática cuando se hallan ejecutado los procedimientos médicos adecuados; que las heridas que no forman parte del brazo derecho, que suman ocho en total, tengan un sangrado controlable de forma independiente.

Se solicitó que las heridas en la pierna se puedan controlar de forma independiente, esto corresponde al hueso expuesto en el muslo y a los cortes profundos del pie. El sistema deberá permitir que sangren ambas heridas, o solo una de ellas según la necesidad del usuario.

También se estableció que el simulador deberá tener pulso; el cual tiene que variar su frecuencia de forma automática, de acuerdo con la severidad de la hemorragia de las heridas del brazo y de cómo se apliquen los procedimientos para detener el sangrado, situación que sucederá lentamente hasta estabilizarse. Estos requerimientos se presentan en la Figura 1.

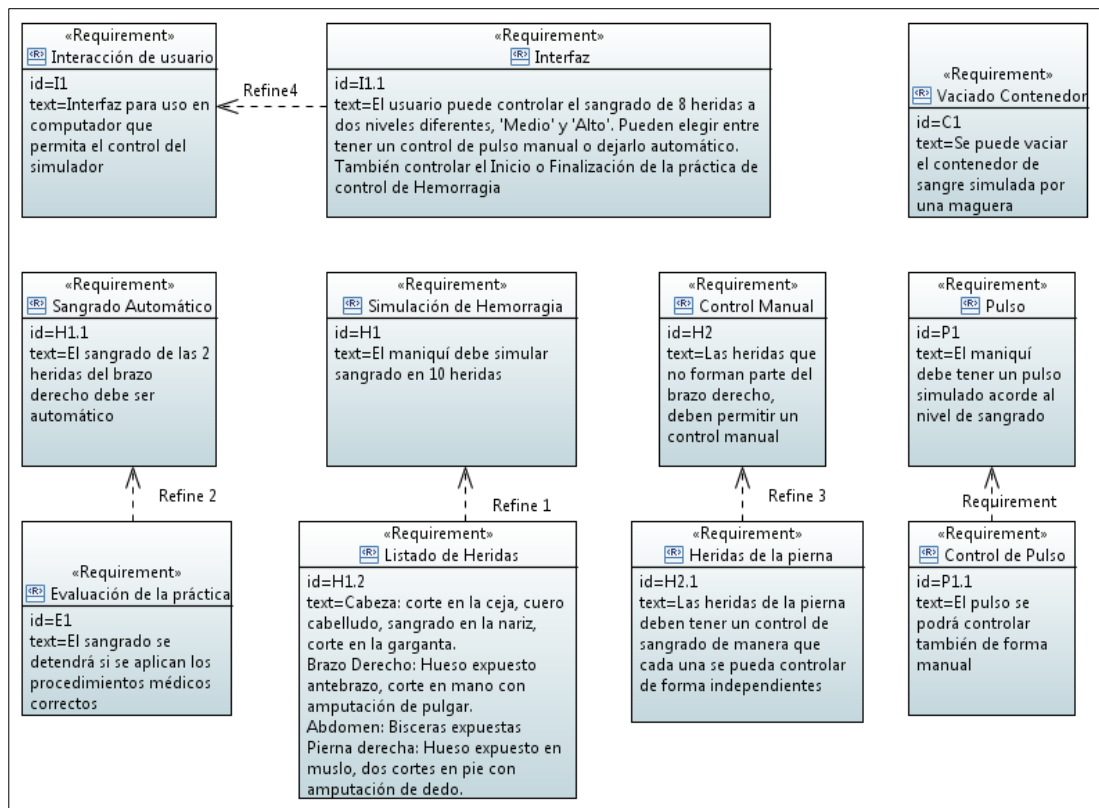


Figura 1. Requerimientos del Sistema

De acuerdo con los requerimientos mencionados con anterioridad, se necesitaron bombas de agua que permitan un flujo de sangre simulada en

cada herida y para el traslado del fluido fueron utilizadas mangueras. La sangre simulada debía tener un contenedor para abastecer a las heridas. Con el fin de tener un conjunto fácil de ensamblar, duradero y libre de fugas entre los componentes que transportan fluido, se unieron las mangueras con acoples rápidos.

Para generar una sensación palpitante que simule el pulso se utilizó un motor reductor en conjunto con una leva. Las heridas de la pierna deben tener un sangrado independiente entre ellas, para cumplir con este requerimiento, un servomotor acoplado a una válvula de tres vías fueron los elementos solución. El control de cantidad de sangrado, pulsaciones por minuto y de las acciones automáticas que se deben llevar a cabo, dieron lugar al uso de un microcontrolador y de una placa PCB. Un computador es requerido para que el usuario pueda comunicarse a través de una interfaz. Estos elementos son parte fundamental del simulador y se pueden observar en la Figura 2.

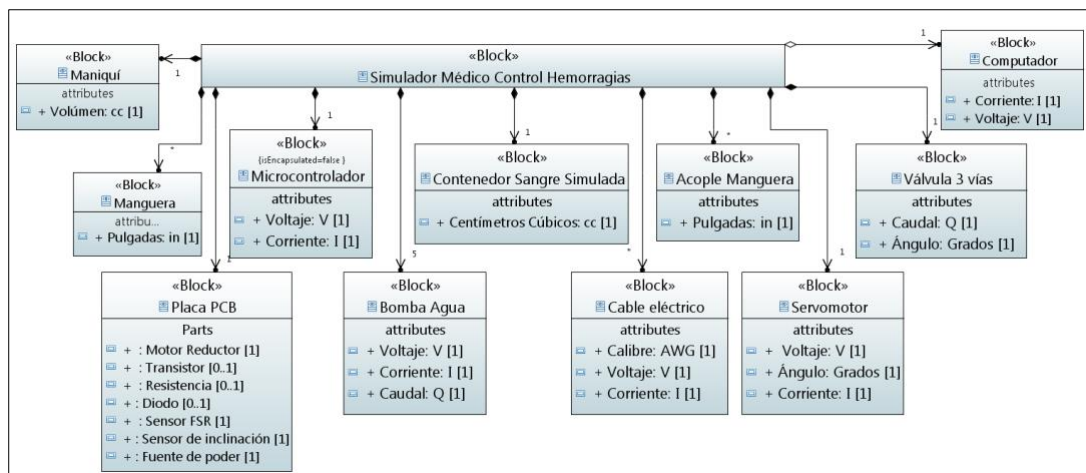


Figura 2. Diagrama de Definición de Elementos

El torso es la parte con más espacio disponible por lo cual se estableció allí la colocación de las bombas, el contenedor de sangre simulada, el microcontrolador y el circuito.

El contenedor de sangre simulada conecta a través de las mangueras con cada bomba y de allí otras mangueras se dirigen a cada una de las heridas, tomando en cuenta el caso específico de la pierna, que primero pasa por la válvula de 3 vías. Cada bomba debe poseer un control de potencia por lo cual están conectadas a la placa PCB que, a su vez, recibe las señales del microcontrolador que permiten obtener un caudal determinado en el sangrado.

De igual forma sucede con el servomotor pero el resultado es la velocidad de giro que simula las pulsaciones por minuto. El usuario debe utilizar un computador para tomar el control de estas variables gracias a una interfaz. El detalle de las conexiones descritas se muestra en la Figura 3.

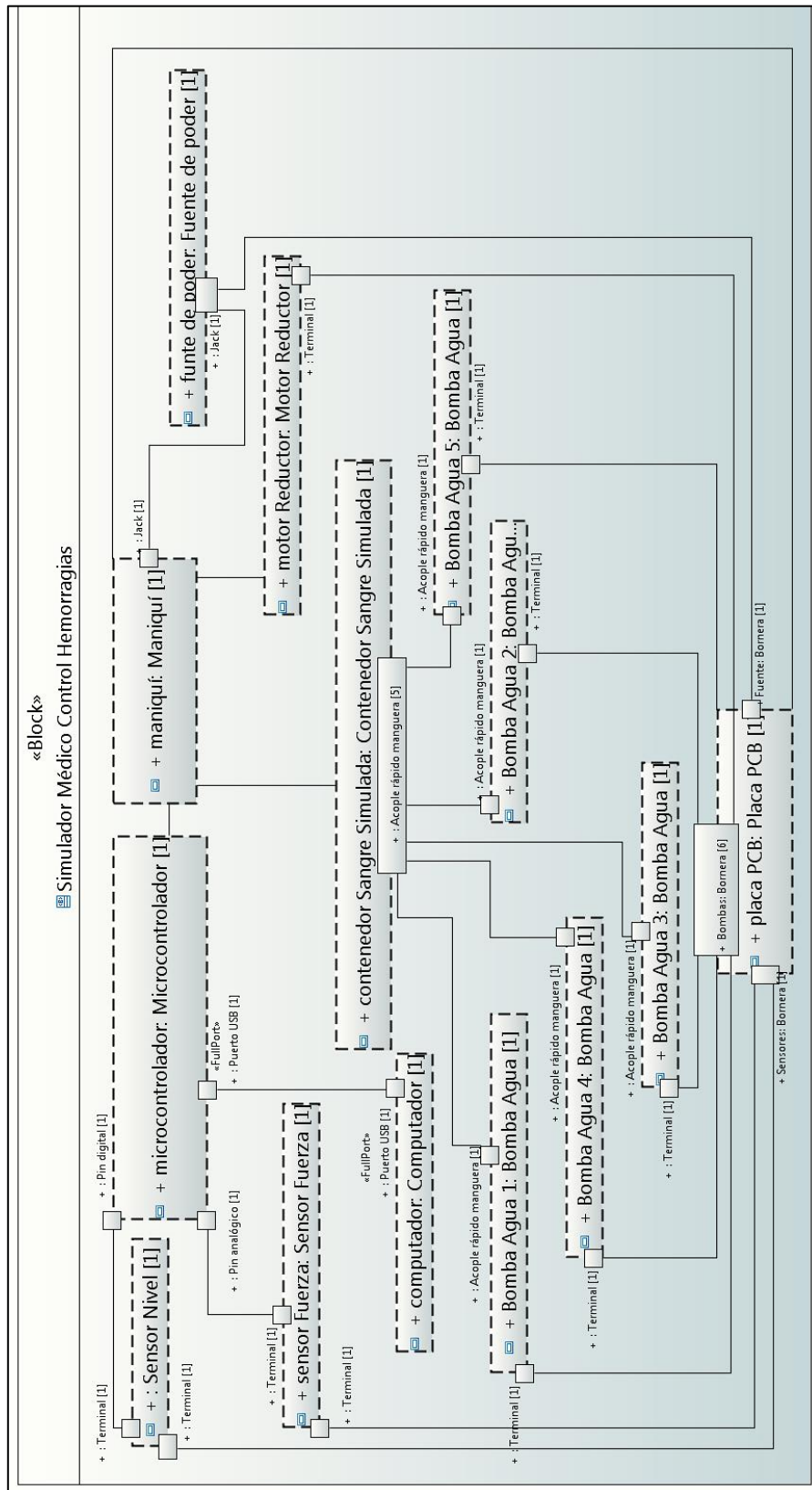


Figura 3. Diagrama de Estructura Interna

El usuario tiene que comenzar con la ejecución del programa para poder visualizar la interfaz e iniciar una comunicación entre el microcontrolador y el computador, lo que activa los controles y se puede aplicar una configuración

personalizada en cuanto al sangrado de las heridas o elegir entre un control de pulso manual para proceder a iniciar la práctica de control de hemorragia del brazo derecho; momento en el que el sangrado del brazo inicia con el nivel más alto.

El usuario puede visualizar el estado de la hemorragia que se divide en severa, grave y leve cuando la práctica finaliza. También puede observar si la presión aplicada en la arteria es correcta o baja y un texto de alerta en caso de que la extremidad se encuentre hacia abajo, puesto que el procedimiento médico exige elevarla.

La interacción que tiene el usuario con el sistema se puede observar de forma secuencial en la Figura 4. Si los procedimientos aplicados por los practicantes son correctos y se mantienen durante el tiempo de 4 minutos en total, la hemorragia se detiene y la práctica finaliza, momento en el que se despliega un mensaje informando que la práctica ha finalizado con éxito.

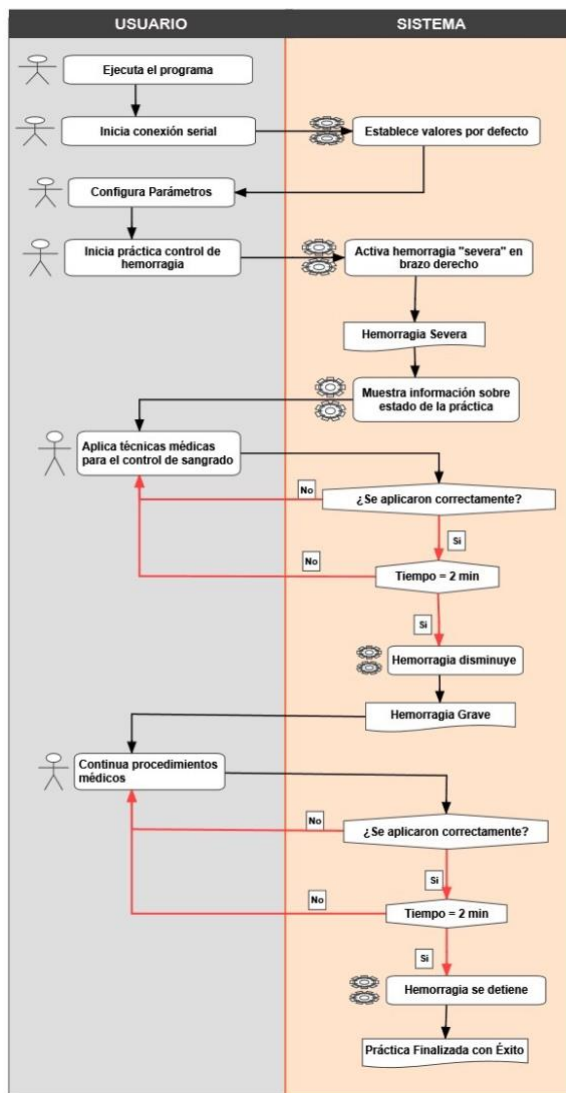


Figura 4. Diagrama de Actividades

Para generar sangrado en cada herida, se perforó agujeros con diámetros entre 1 y 3 milímetros que permitan el paso de líquido desde la manguera hacia al exterior pero la presión generada por el bombeo del líquido hacia los agujeros, causó un efecto de spray, es decir, que el líquido bombeado salga con mucha fuerza y sin control a través de los agujeros. Para evitar que esto suceda se calentó una pequeña espátula que derrita la superficie plástica y permita obstruir parcialmente los agujeros. Este proceso se realizó en todas las heridas, en algunos casos se utilizó el pegamento Loctite Super Bonder para ayudar con la obstrucción parcial de los agujeros. El resultado de este proceso es muy satisfactorio porque se logró un realismo alto correspondiente al efecto del sangrado.

Se utilizaron diferentes tipos de mangueras, tanto en diámetro, material y características físicas. La manguera de menor diámetro es de Vinyl de 1/8 de pulgada, suave y flexible como se muestra en la Figura 5.

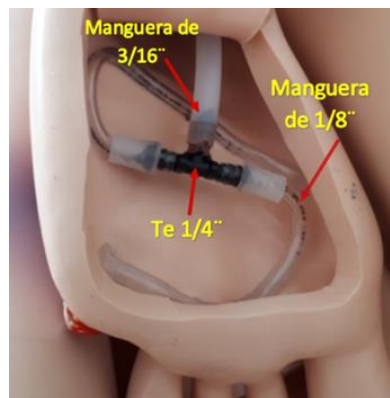


Figura 5. Manguera flexible en la cara interna de las heridas del pie

La manguera de polietileno de 3/16 de pulgada tiene mayor diámetro y dureza que se utilizó para los tramos largos que pasan por juntas móviles como se observa en la Figura 6.

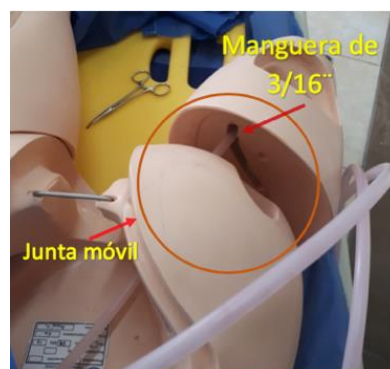


Figura 6. Manguera que pasa por la junta móvil de la pierna derecha

También se utilizó manguera de polietileno de 1/4 para los acoples rápidos. Al trabajar con mangueras de diferentes diámetros, materiales y características, se necesitó aplicar diferentes métodos de acople y accesorios.

El diámetro interno de la manguera dura de polietileno es de 1/4 por lo que se utilizaron conectores plásticos de la misma dimensión de diferentes geometrías como codos y tes (Figura 5). El uso de estos conectores con las diferentes mangueras se puede apreciar en la Figura 7.

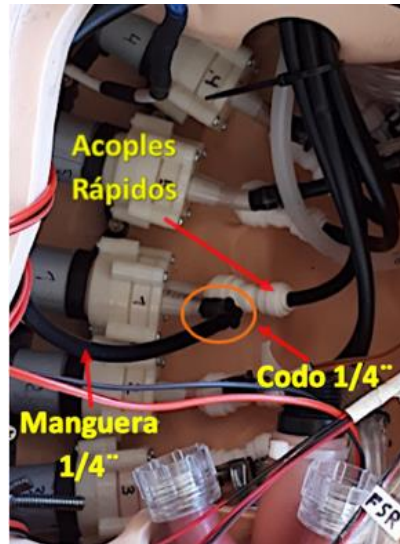
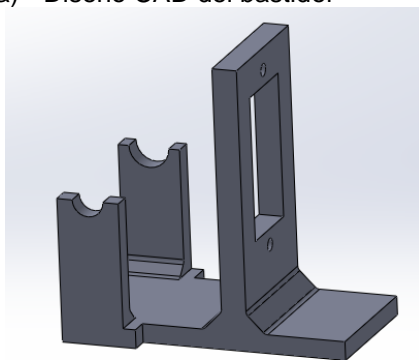


Figura 7. Conexiones de mangueras y bombas

Para que el sangrado de las heridas de la pierna se pueda controlar de forma independiente, a pesar de estar conectadas ambas heridas a una sola bomba de agua; se utilizó una válvula de 3 vías que se acopló a un servomotor. Ambas partes, la válvula y el servomotor deben estar fijas para que la llave gire, para lo cual se diseñó un bastidor que además se pueda sujetar al cuerpo del maniquí (Figura 8.a). Se puede observar el bastidor y el ensamble realizado en la Figura 8.b.

a) Diseño CAD del bastidor



b) Ensamble de partes y bastidor



Figura 8. Bastidor para válvula de 3 vías y servomotor

Se utilizó un sensor de nivel para conocer la posición del brazo con respecto a la paralela con el piso, donde un ángulo de 75° a 90° es considerado como elevación correcta.

Para detectar la presión aplicada en la arteria femoral del brazo derecho, se utilizó un sensor de fuerza. Con la colocación de esponja rígida, se pudo conseguir un tacto similar al de los músculos del bíceps además de la colocación de una manguera rígida y una base de acrílico que contribuyen a una experiencia más realista según las pruebas realizadas con la directora del centro de simulación. En la Figura 9 se puede observar la base donde se colocó el sensor.

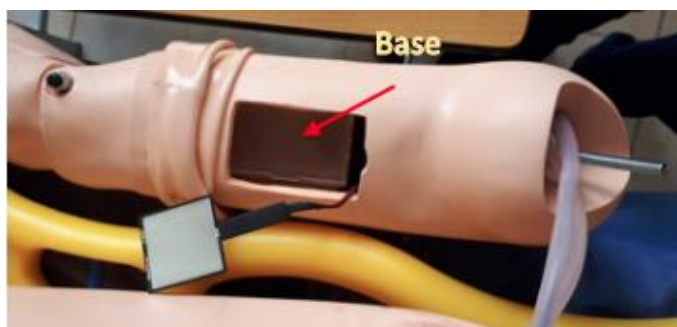


Figura 9. Base rígida para fijar el sensor.

El reservorio se eligió de acuerdo con la capacidad de almacenamiento de sangre simulada necesaria para otorgar a la práctica la duración solicitada por la directora del centro de Simulación que es de 4 minutos.

Para conocer la cantidad de sangre que se utilizará en una práctica se midió el caudal de sangre simulada que tiene cada herida al nivel máximo como se puede observar en la Tabla 1.

Tabla 1. Caudal de sangrado por herida.

Parte del maniquí	Herida	Caudal (ml/min)	TOTAL (ml/min)
Brazo	mano	34	40
	hueso	6	
Cabeza	cuero cabelludo	6	23
	nariz	8	
	ceja	4	
	cuello	5	
Pierna	hueso	38	38
	pie		
Abdomen	vísceras expuestas	12	8
Total			109

De acuerdo al tamaño disponible en el maniquí, el contenedor de mayor volumen posible que se puede utilizar es de 1750 ml. Con lo cual se procede a calcular si es suficiente para el tiempo de práctica de 4 minutos.

Se conoce que en un minuto el caudal total es de 109 ml. Por lo tanto, en 4 minutos es:

$$109 \frac{ml}{min} \times 4 \text{ min} = 436 \text{ ml} \quad [1]$$

El número de prácticas que se pueden realizar con la capacidad máxima del contenedor es:

$$\frac{1750 \text{ ml}}{436 \text{ ml}} = 4.01 \approx 4 \text{ prácticas} \quad [2]$$

El llenado del reservorio se realiza a través de una válvula check o de una vía, que se encuentra a la altura de la cadera del maniquí. Esta válvula cumple con dos funciones, la primera impedir que el líquido escape del reservorio y la segunda es permitir que la presión dentro del reservorio no disminuya con respecto a la atmósfera, situación que tiene lugar debido a que las bombas extraen el contenido. Cuando esto sucede, la válvula check permite el paso de aire desde el exterior del reservorio hacia el interior, compensando el líquido retirado. Durante el llenado el aire dentro del contenedor necesita salir para que el líquido ocupe ese espacio. Para permitir el escape de aire se colocó una llave manual de media vuelta, que deberá estar abierta al momento de la carga y cerrada durante el uso del simulador para evitar posibles derrames.

2.2 DISEÑO DEL CONTROLADOR

Se necesita generar un caudal de sangre simulada en las 10 heridas presentes en el simulador, sin embargo, la cantidad de sangre que fluye a través de una herida depende de innumerables factores que hacen que no se pueda obtener un caudal exacto. El caudal de sangrado de cada herida corresponde a la referencia del sistema de control y al no tener un dato exacto para el diseño, se eligió un sistema de control en Lazo Abierto, el esquema de este tipo de control se puede visualizar en la Figura 10.

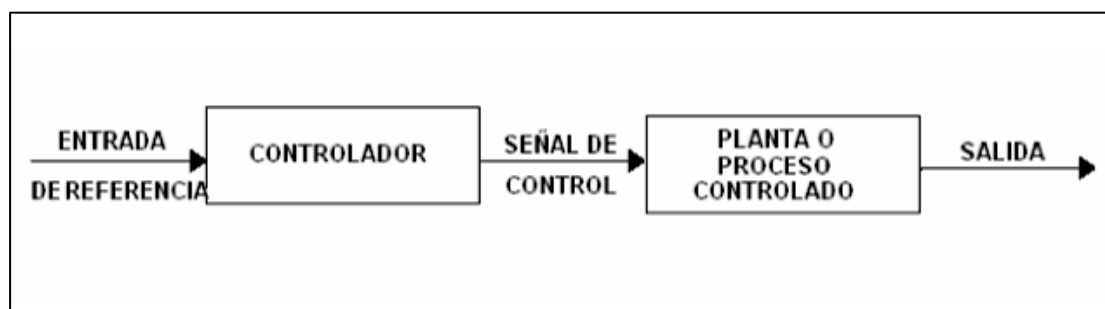


Figura 10. Sistema de control de Lazo Abierto

El control en lazo abierto no es sensible a perturbaciones lo que puede ser un problema para aplicaciones que requieren mucha precisión o para aquellas con varias perturbaciones. Para este sistema en particular en el cual la precisión de la salida va a depender de la calibración, el control en lazo abierto permitirá un diseño más simple a nivel de software, hardware y reducción de costos (Obando, 2020).

Para controlar los niveles de sangrado se utilizó señales pwm con el objetivo de variar los niveles de potencia de las bombas. Para el sangrado de las heridas se trabajó con 5 bombas, para controlar el pulso carotideo se utilizó un motor reductor, por lo que se requiere un microcontrolador con al menos 6 salidas PWM. Los niveles de PWM de las bombas fueron calibrados de acuerdo a los requerimientos del centro de simulación, es decir, que los caudales de sangrado se fueron afinando a más o menos según se solicitó.

El Arduino Mega que utiliza el microcontrolador Atmega 2560 tiene disponibles 15 salidas PWM a diferencia de sus otras versiones que llegan a un máximo de 7. Aparentemente no importa la versión de Arduino a utilizarse si cumplen con un mínimo de 6 salidas PWM pero lamentablemente este no es el caso debido a los diferentes timers que el microcontrolador necesita para controlar funciones específicas y otras librerías (Llamas, 2015).

En el caso de la librería <Servo.h>, cuando se utiliza con el Atmega328, los timers asociados dependen de cuántos servos se utilice, en el caso de ser menos de 12, se utiliza el Timer 5. y el Timer 0 para la librería millis() (Creatividad Codificada, 2019).

En la Tabla 2 se emplea esta información para poder establecer cuantas salidas PWM quedan disponibles en función de las librerías utilizadas y el tipo de microcontrolador.

Tabla 2. Pines PWM disponibles según distintas variables.

Microcontrolador	Librerías Asociadas a Timers	Timer	Pines PWM asociados a Timers	Librerías Utilizadas	Pines PWM Disponibles
Atmega168 Atmega328	delay() millis() micros()	Timer 0	5 y 6	Millis() y Servo()	3 y 11
	Servo()	Timer 1	9 y 10		
	Tone()	Timer 2	3 y 11		
Atmega2560	delay() millis() micros()	Timer 0	4 y 13		2, 3, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12
	Servo()	Timer 5	44, 45 y 46		

Después de evaluar la información se sabe que el Arduino Mega permite 10 salidas PWM aún después de utilizar las librerías Servo() y Millis() por lo que es el microcontrolador adecuado para este proyecto.

Para simular el pulso, se utilizó una leva que genere presión contra los dedos índice y medio cada vez que se levanta. Para mover la leva se utilizó un motor reductor de 12v y 100rpm que permite un alto torque incluso a pocas revoluciones por minuto, de esta manera es seguro que al tomar el pulso y presionar los dedos contra la leva, el motor no se detenga a pesar de la carga ejercida.

El pulso en el simulador tiene que permitir un rango de palpaciones por minuto (ppm) entre 60 y 140, el primer caso se considera normal en una persona en estado de reposo y 140 ppm corresponde a un pulso muy acelerado. La relación de reducción del motor no permite lograr el rango de palpaciones necesarias, por lo cual se utilizó una leva con forma de elipse que ofrece dos puntos opuestos de contacto. Al presionar con los dedos con la finalidad de tomar el pulso, la leva entra en contacto 2 veces por cada revolución completa del motor, duplicando así la velocidad de las palpaciones.

Las dimensiones en milímetros y la geometría de la leva se pueden observar en la Figura 11.

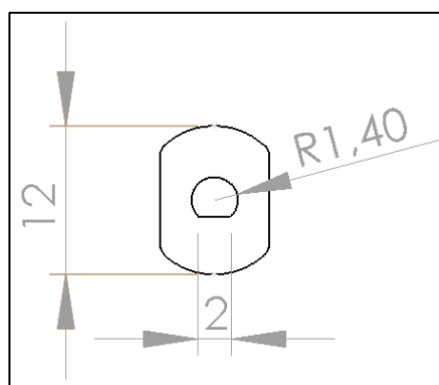
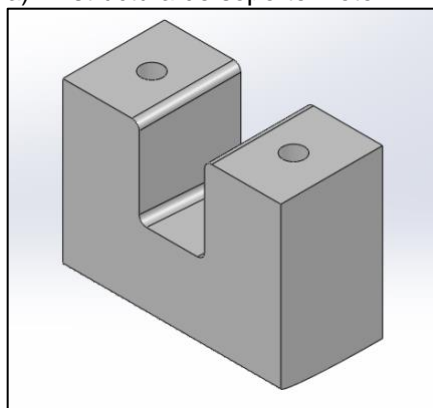


Figura 11. Leva utilizada para simular el pulso carotideo.

Finalmente, para situar la leva y el motor en el cuello del maniquí, se diseñó una estructura (Figura 12.a) que soporta el motor (Figura 12.b) para que se pueda transmitir toda la potencia hacia la leva.

a) Estructura de soporte motor



b) Motor y estructura

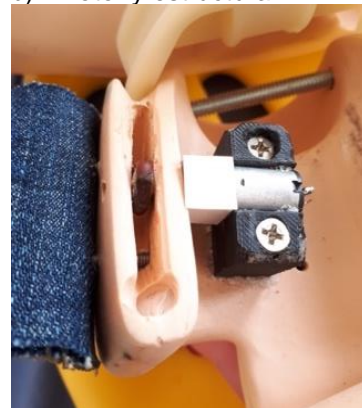


Figura 12. Estructura de soporte para el motor que simula el pulso.

Con la intención de conocer cuantas pulsaciones por minuto se generan a un valor determinado de PWM (modulación por ancho de pulsos), se tomó lecturas a diferentes niveles de PWM.

Para tomar la lectura del pulso se contó las palpitations detectadas con las yemas de los dedos durante 6 segundos y se multiplicó este dato por 10 para tener la aproximación de palpitations en un minuto. Los resultados de la toma de datos se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Valores de palpitations por minuto según PWM.

N° Prueba	PWM	Palpitations / 6 s	ppm
1	<43	0	0
2	43	6	60
3	46	8	80
4	47	8	80
5	48	8	80
6	49	8	80
7	50	9	90
8	55	9	90
9	60	10	100
10	65	10	100
11	70	11	110
12	75	11	110
13	80	12	120
14	85	12	120
15	90	12	120
16	100	12	120
17	110	13	130
18	120	13	130
19	130	13	130
20	140	13	130
21	150	14	140
22	155	14	140

El simulador trabaja con tres niveles de ppm de acuerdo con la severidad de la hemorragia, de forma que si es leve el pulso es de 60 ppm, si la hemorragia es grave, el pulso es de 120 ppm y si es severa 140 ppm. El microcontrolador elegido tiene una resolución de 8 bits en los timers que se utilizan para generar la modulación de ancho de pulso, razón por lo cual se utiliza un valor entre 0 a 255 bits para el control del ciclo de trabajo del PWM.

Se han elegido los valores PWM de 43 para lograr un pulso de 60 ppm, para lograr 120 ppm un PWM de 90, que además asegura la potencia suficiente en el motor para mantener esa velocidad bajo carga y un PWM de 150 para obtener 140 ppm.

Las bombas utilizadas para llevar la sangre simulada hacia las heridas, se escogieron en función del caudal necesario, la potencia, la distancia de cobertura y que sean de corriente continua porque no se requiere de alta potencia.

La columna de succión es de dos metros y la máxima columna de impulso es de tres metros, lo que es suficiente para los recorridos que fueron cubiertos a

lo largo del maniquí (I_{power}, s.f.). Tienen un caudal de 1.5 a 2 l/min, que es suficiente para simular una hemorragia grave. El rango de operación es de 6 a 12 voltios con una potencia de 6W. El consumo de corriente mínimo que se puede tener a partir de la potencia de la bomba es:

$$I = \frac{P}{v} \quad [3]$$

$$I = \frac{6}{12}$$

$$I = 0.5 \text{ Amperios}$$

Y el consumo máximo:

$$I = \frac{6}{6} \quad [4]$$

$$I = 1 \text{ Amperios}$$

En la práctica el consumo de corriente no llega a un amperio. El consumo máximo de corriente fue de 0.7 amperios. Esta medición se realizó en cada bomba funcionando al máximo de potencia. También se midió directamente en la salida de la fuente principal que alimenta a todo el sistema y con todos los motores funcionando a plena potencia.

El motor reductor consume corriente en un rango similar a las bombas. El consumo de corriente del motor reductor es de 0.3 a 0.5 amperios, estos datos se obtuvieron al medir el consumo de corriente trabajando a la mínima y máxima potencia respectivamente y bajo carga. La carga aplicada fue la presión de los dedos aplicada sobre la leva, imitando la toma del pulso carotideo. La fuente de poder tiene que abastecer la corriente necesaria a todos los motores a un voltaje de 12v.

$$I = (0.7A * 5 \text{ bombas}) + 0.5A \text{ motor} \quad [5]$$

$$I = 4 \text{ Amperios}$$

Como se observa en la ecuación [5] la fuente debe ser capaz de abastecer 4 amperios como mínimo para evitar daños en el transformador y problemas de sobrecalentamiento. Además, esto permite que los motores puedan trabajar correctamente de acuerdo con la necesidad de corriente que la carga de funcionamiento demande.

El circuito eléctrico que se diseñó permite la alimentación de poder a todos los componentes utilizados como sensores, bombas de agua y motor de pulso. Incorpora protección para corriente de retorno, cortocircuitos o sobrecargas. También permite utilizar a los transistores como switch para el control de las señales PWM. El esquema eléctrico se puede observar en la Figura 13.

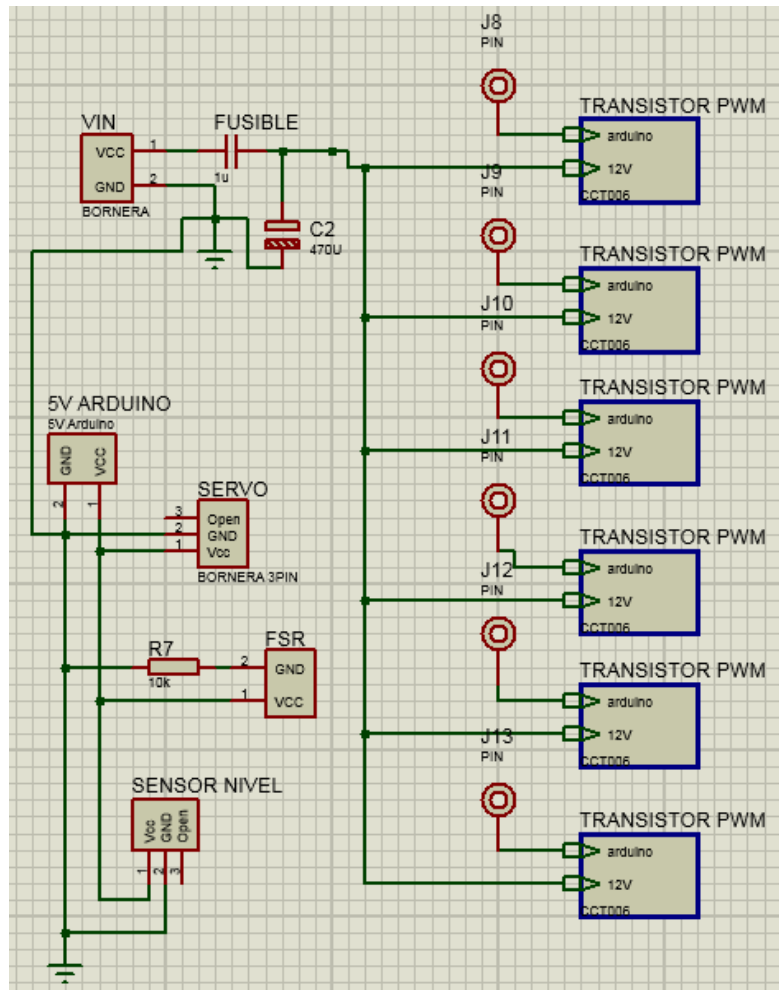


Figura 13. Esquema del circuito eléctrico

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las características de funcionalidad que debe tener el simulador de acuerdo con los requerimientos del centro de simulación se establecieron previo al inicio de este proyecto y deben ser comprobados para asegurar que se ha cumplido con los objetivos propuestos y el proyecto es satisfactorio.

3.1 PRUEBAS DE FUNCIONALIDAD

Se realizaron diferentes pruebas para identificar problemas, limitaciones o disconformidades con el uso del simulador y los resultados.

3.1.1 SANGRADO Y FUGAS

El sangrado de cada herida debe ser lo más real posible por lo que al unificar todas las partes del simulador se probó el sangrado de cada herida con sangre simulada. Con un apósito se presionó cada una para observar si el efecto obtenido corresponde al tipo de herida y al realismo requerido. El nivel de realismo de la práctica se comprobó al obtener un apósito bastante mojado con sangre simulada en un tiempo de 10 segundos, esta cantidad de sangre se determinó de forma visual y de acuerdo a la experiencia de la directora del centro de simulación y no por una cantidad específica, por lo que se aprobó de acuerdo a su criterio. En la Figura 14 se observa la absorción de sangre simulada tras 10 segundos de presión sobre la herida.



Figura 14. Apósito mojado con sangre simulada.

Cada herida se activó durante un tiempo de entre 10 a 20 minutos para detectar fugas. Esta prueba consistió en encender a toda potencia las bombas de forma individual y se realizó varias veces en diferentes días para asegurar que no existen fugas así como también, que los procedimientos correctivos tienen el efecto deseado. Los puntos donde existen uniones o juntas mecánicas son los de principal interés. Se pueden observar los resultados de las pruebas en las bombas en la Tabla 4 y en las heridas en la Tabla 5.

Tabla 4. Prueba de fugas en las bombas y válvula de 3 vías.

	Válvula 3 vías		bomba 1		bomba 2		bomba 3		bomba 4		bomba 5	
	Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga	
Día	si	no	si	no	si	no	si	no	si	no	si	no
1	x		x			x		x		x		x
2	x		x			x		x		x		x
3	x		x			x		x		x		x
4		x	x			x		x		x		x
5		x		x		x		x		x		x

Tabla 5. Prueba de fugas en las heridas intervenidas.

	pie		muslo		cabeza		mano		antebrazo		abdomen	
	Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga		Existe fuga	
Día	si	no	si	no	si	no	si	no	si	no	si	no
1	x		x			x		x	x		x	
2	x			x		x		x	x			x
3		x		x		x	x			x		x
4		x		x		x		x		x		x
5		x		x		x		x		x		x

Los resultados muestran que existieron varias fugas en diferentes lugares del simulador, en algunos casos fue necesario tomar medidas correctivas más de una vez hasta sellar la fuga de forma correcta. En el caso de la bomba 1 fue necesario reemplazarla debido a una falla de fábrica que producía goteo durante su funcionamiento.

3.1.2 ABASTECIMIENTO DE SANGRE SIMULADA

Se puso en funcionamiento el sangrado de las heridas al mismo tiempo y a su máxima capacidad. La captación de sangre simulada se realizó primero con una única toma del contenedor que se bifurcaba hacia cada bomba como se muestra en la Figura 15. Esto dejaba a heridas que sangran con menor potencia desabastecidas parcialmente o de forma completa. Por su falta de funcionalidad este sistema no se utilizó y se optó por uno diferente en su lugar.



Figura 15. Toma individual desde el reservorio para todas las bombas

El sistema que reemplazó al anterior consiste en una alimentación individual de sangre simulada directamente del contenedor. Se repitió la prueba anterior y esta vez el caudal de sangrado fue ininterrumpido en todas las heridas. Las conexiones realizadas se pueden observar en la Figura 16.



Figura 16. Toma independiente del reservorio para cada bomba.

3.1.3 PULSO CAROTÍDEO

Para probar que la sensación del pulso sea correcta la Tnlga. Verónica Buenaño tomó el pulso evaluando si la sensación de palpación es realista y si la fuerza que se debe realizar para alcanzar esta sensación esta acorde a la fuerza aplicada en un ser humano.

La prueba consiste en comparar la fuerza que se necesita aplicar en el cuello del simulador para sentir las palpaciones y la que se necesita aplicar en una persona. Si la presión que se aplica en el simulador es muy alta, quiere decir que la leva es muy pequeña y el correctivo consistió en aumentar el tamaño de la leva. Por otro lado, si la sensación de palpación es exagerada, la leva es demasiado grande. Los resultados de la prueba se pueden visualizar en la Tabla 6.

Tabla 6. Pruebas realizadas para conocer el realismo del pulso carotideo.

N° Prueba	Presión			Correctivo Aplicado		
	Excesiva	Correcta	Baja	Disminuir tamaño	Aumentar tamaño	Ninguno
1	si	-	-	X		
2	si	-	-	X		
3	si	-	-	X		
4	si	-	-	X		
5	si	-	-	X		
6	-	-	si		X	
7	-	-	si		X	
8	-	si	-			X
9	-	si	-			X
10	-	si	-			X

3.1.4 LECTURA DE SENSORES Y USO DE INFORMACIÓN

El sensor de nivel devuelve una señal digital. El uno indica que el brazo esta en una posición baja y el cero que el brazo esta elevado (Figura 17).

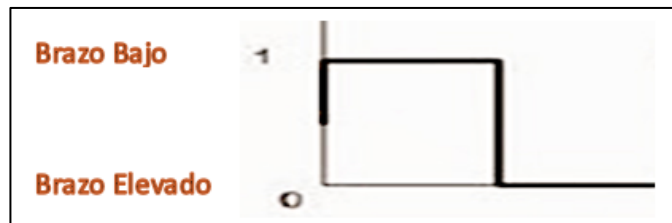


Figura 17. Señal digital del sensor de nivel.

Para probar que el sensor cambie la señal digital en la elevación requerida se probó con el puerto serial de Arduino en un Sketch independiente. Una vez que los resultados fueron correctos se procedió a realizar la misma prueba pero esta vez, integrada con todo el sistema, esperando que se pueda visualizar en el programa el estado del brazo en tiempo real y con la práctica en funcionamiento. De esta manera, cuando el brazo está elevado como se muestra en la Figura 18.a se debe visualizar en la interfaz que el estado del parámetro “Elevación Brazo” cambia a “Correcta” como se puede visualizar en la Figura 18.b.

a) Brazo elevado



b) La interfaz muestra que el estado es correcto

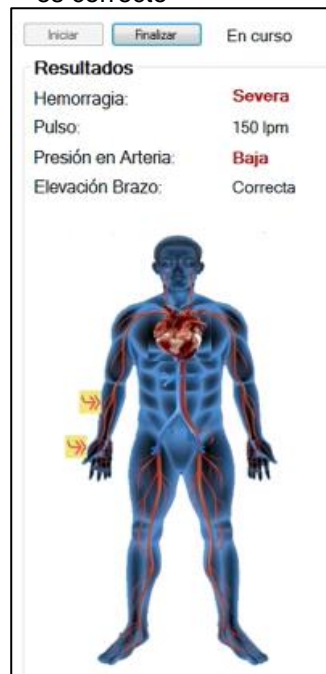


Figura 18. Posición de brazo elevado

Cuando el brazo esta por debajo de los 85° grados (Figura 19.a) el estado en la interfaz debe mostrar “Eleva Brazo” en el parámetro “Elevación Brazo” como se muestra en la Figura 19.b.

a) Brazo en posición horizontal



b) La interfaz indica que el brazo debe Elevarse



Figura 19. Posición de brazo bajo.

El sensor de fuerza aumenta su resistencia conforme aumenta la presión, se lee el voltaje a través de una entrada analógica en Arduino que utiliza un conversor analógico-digital (ADC) de 10 bits. Los datos que devuelve esta conversión son valores que provienen del sistema binario acordes a la resolución antes mencionada, lo que resulta en un rango de 0 a 2^{10} o de 0 a 1024.

Si fuese necesario conocer la fuerza aplicada se tendría que escalar los valores de acuerdo a la variación de resistencia que tiene el sensor pero para la aplicación en este proyecto es suficiente con los valores que devuelve el microcontrolador, esto se debe a que el dato de la fuerza aplicada como tal es irrelevante, lo que se necesita conocer es el valor mínimo que devuelve el sensor durante la correcta ejecución de la práctica médica que en este caso se realizó por un profesional de la salud.

Inicialmente existe una caída de voltaje en el sensor generada por la resistencia interna y devuelve una lectura de referencia, sin ser presionado menor a 5 voltios que es el voltaje de alimentación del sensor. La resistencia en el sensor aumenta cuando aumenta la presión, por lo tanto la caída de voltaje es mayor en el sensor, provocando que el voltaje leído por el microcontrolador disminuya al presionar con mayor fuerza, razón por la cual, a mayor presión, menor es el número devuelto por el microcontrolador.

Para conocer la fuerza mínima a aplicarse en la arteria femoral, la Tnlga. Verónica Buenaño presionó el área donde se encuentra el sensor imitando el procedimiento médico a aplicar, acción ejecutada durante siete minutos. Se realizó un muestreo de los datos obtenidos cada treinta segundos que se pueden observar en la Tabla 7 y se identificó que el mínimo de fuerza que se debe aplicar para que el procedimiento médico tenga efecto, genera que el microcontrolador lea un valor de 615.

De acuerdo con estos resultados se ha elegido un valor de 600 por ser el valor inferior más cercano dentro de los datos obtenidos. A partir de este valor, se considera correcta la presión aplicada en la arteria femoral.

Tabla 7. Datos obtenidos del sensor de fuerza durante simulación de presión en arteria femoral.

Lecturas cada 30s	Lectura Analógica sensor
1	810
2	679
3	710
4	761
5	676
6	635
7	732
8	790
9	850
10	631
11	692
12	684
13	724
14	615

3.1.5 CONEXIÓN PUERTO SERIAL

Para probar la comunicación del puerto serial se realizó el envío de datos desde la interfaz al microcontrolador y la obtención de información desde el microcontrolador hacia la interfaz. Para el primer caso, se programó un evento que envíe un arreglo de texto que al ser recibido por el microcontrolador, entre a un bucle donde está programado el encendido de una bomba de agua. Para recibir los datos que obtiene el microcontrolador de los sensores se utilizó un listbox para concatenar los datos de lectura del sensor (Figura 20). El sensor trabaja con datos analógicos por lo que leemos el pin A0 en Arduino.

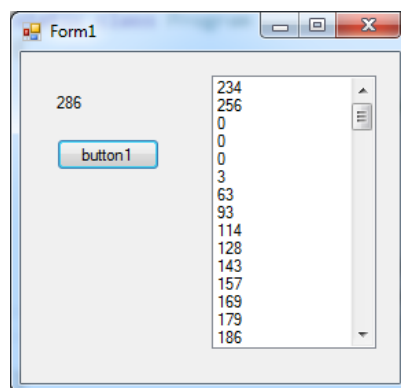
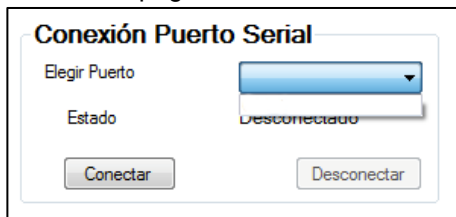


Figura 20. Datos desplegados en una interfaz de Visual Studio.

Después de recibir datos en la interfaz se sabe que la conexión del puerto serial es exitosa.

Si el controlador está apagado o no está conectado al momento de intentar establecer una conexión de puerto serial, la interfaz no mostrará el puerto en el que está instalado el microcontrolador como se ve en la Figura 21.a. Si el microcontrolador está conectado, en la casilla se podrá visualizar el puerto del microcontrolador y cualquier otro puerto COM conectado como se ve en la Figura 21.b.

a) El microcontrolador no está conectado o está apagado.



b) El microcontrolador y otro puerto se han detectado.

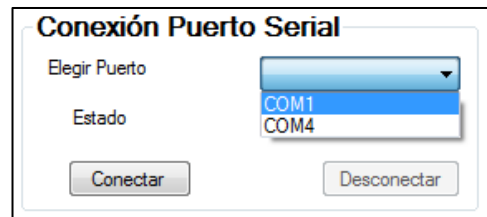


Figura 21. Conexión serial a través de la interfaz.

Si durante una práctica se llega a desconectar el puerto serial, la interfaz muestra un mensaje emergente (Figura 22) indicando al usuario que el puerto ha sido desconectado.

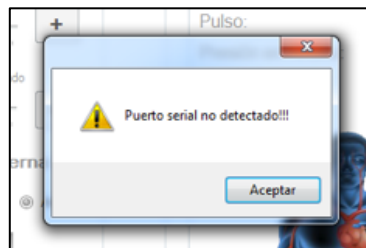


Figura 22. Mensaje emergente que indica que el puerto serial se ha desconectado.

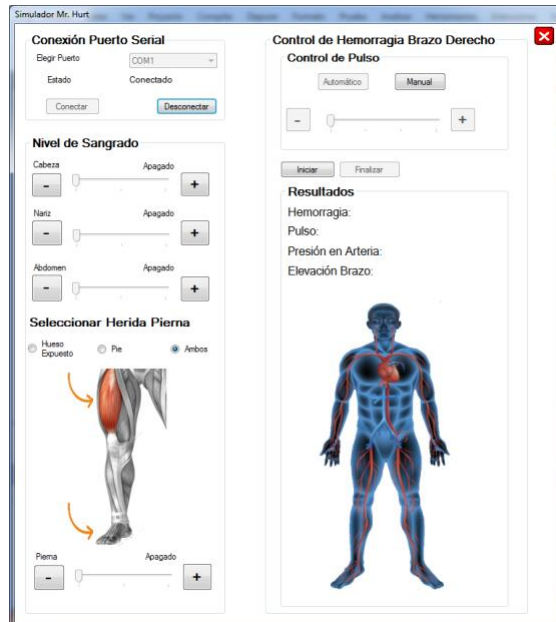
3.1.6 COMPONENTES DE LA INTERFAZ GRÁFICA

La ventana consta de 3 paneles principales que se pueden observar en la Figura 23.a. y se describirán a continuación:

- **Conexión Puerto Serial:** permite establecer la conexión del puerto serial entre el microcontrolador y el computador para poder utilizar los demás controles.
- **Nivel de Sangrado:** agrupa las heridas que obedecen a un control manual del nivel de sangrado. También se encuentran los controles que independizan el sangrado de las heridas de la pierna derecha. Cada herida tiene dos niveles de sangrado, medio y alto.
- **Control de Hemorragia Brazo Derecho:** en este grupo se encuentran los controles directamente asociados con la práctica de control de hemorragia. El control de pulso puede ser manual o automático, tiene 3 niveles de pulso diferentes que de acuerdo a la gravedad de la hemorragia. El botón Iniciar activa una hemorragia severa en el brazo derecho, la cual debe ser controlada aplicando las técnicas médicas

apropiadas, para lo cual en la sección de resultados se podrá visualizar el estado de las acciones realizadas por los estudiantes como se puede observar en la Figura 23.b. Si se realizan de forma correcta, la hemorragia disminuye y el estado cambia a grave para finalmente ser leve, lo que finaliza la práctica y detiene el sangrado del brazo derecho.

a) Interfaz gráfica para control del simulador



b) Visualización de resultados

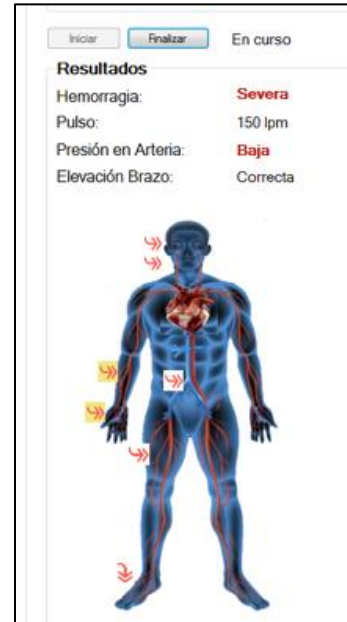


Figura 23. Interfaz de usuario para control de simulador y visualización de resultados.

3.1.7 PLACA PCB

La placa PCB reúne todas las conexiones en un solo lugar, con el uso de borneras se puede conectar los cables en sus respectivos pines. Tiene un fusible de protección en la entrada del circuito y un condensador para estabilizar el voltaje en la entrada, transistores que permiten el trabajo con PWM de acuerdo a las señales emitidas por el microcontrolador, y diodos de protección de el ruido generado por los motores, tiene un tamaño de 10cm x 6cm casi similar al arduino mega, el tamaño fue pensado para que el arduino se coloque por encima de la placa y ocupen el mismo espacio. La placa PCB con sus componentes soldados se observa en la Figura 24.



Figura 24. Placa PCB con sus componentes soldados.

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- El pulso carotideo se simula exitosamente en los niveles de hemorragia severa (140 lpm), hemorragia grave (120 lpm) y hemorragia leve (60 lpm), que mantienen relación con la gravedad de la hemorragia además de tener la posibilidad de controlarlo de forma manual durante la práctica o de forma automática a cargo del software.
- La interfaz gráfica es intuitiva, permite la interacción con el simulador y despliega el estado de la hemorragia y el pulso, muestra si la presión aplicada en la arteria y la elevación del brazo son correctas. Los controles principales que tiene la interfaz son los de nivel de sangrado, selección de heridas pierna derecha y control de pulso.
- La capacidad de sangre simulada permite realizar la práctica al menos 4 veces de forma completa asegurando así la fluidez en el desarrollo del escenario.
- La práctica de control de hemorragia gestiona de forma automática el nivel de sangrado del brazo derecho en función de los procedimientos médicos aplicados, permitiendo que el sangrado disminuya progresivamente hasta detenerse si se aplican correctamente.
- El simulador ha sido validado por la directora del centro de simulación de acuerdo a los requerimientos solicitados para la elaboración de este proyecto, demostrando que se han cumplido los requerimientos planteados.

RECOMENDACIONES

Si en el transcurso del tiempo, el simulador se requiere para actividades que complementan el escenario de un quirófano como la intubación del paciente, o la toma de presión arterial utilizando un tensiómetro, se pueden agregar estas características enriqueciendo el alcance del proyecto.

La respiración es una parte fundamental en el realismo que transmite un simulador por lo cual sería apropiado complementar esta característica en el futuro.

El trabajar con fluidos y no controlar el paso de aire hacia las mangueras genera sonidos, burbujas y sangrado no uniforme durante el primer momento de utilización, por lo que un sistema de purga de aire daría fin a estos efectos no deseados.

La limpieza de sangre simulada solo se puede lograr reemplazándola por agua y activando el sangrado de las heridas de forma manual. Este proceso se podría automatizar para que el mantenimiento del simulador sea más llevadero.

BIBLIOGRAFÍA

- Perretta, C. J. (15 de 06 de 2015). *La tecnología y el desarrollo de una nueva herramienta educativa en Medicina Robótica y Simulación*. Obtenido de IntraMed:
<https://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoid=86837>
- Fundamental VR. (2018). *Fundamental Surgery*. Obtenido de <https://www.fundamentalvr.com>
- MOOG. (2019). *Medical Dental Simulation*. Obtenido de Haptic Technology in Virtual Reality Simodont® Dental Trainer:
<https://www.moog.com/markets/medical-dental-simulation/haptic-technology-in-the-moog-simodont-dental-trainer.html>
- Vincent, J. (14 de 08 de 2018). *The Verge*. Obtenido de Haptic feedback is making VR surgery feel like the real thing:
<https://www.theverge.com/2018/8/14/17670304/virtual-reality-surgery-training-haptic-feedback-fundamentalvr>
- INEC. (2019). *Registro Estadístico de Defunciones Generales año 2018*. Instituto Nacional de Estadística y Censos. Quito: INEC.
- Changllo, J. R., Calderón, E. C., De Naquira, N. T., Quenta, M. Q., & Linares, J. N. (2017). ASOCIACIÓN DEL NIVEL DE CONOCIMIENTO Y PRACTICA DE PRIMEROS AUXILIOS EN LOS DOCENTES, PERSONAL ADMINISTRATIVO Y ESTUDIANTES DE LA FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD 2016. *UNIVERSIDAD NACIONAL JORGE BASADRE GROHMANN TACNA*, 54-57.
- Instituto Internet. (15 de Junio de 2019). *Cinco características de una buena interfaz de usuario*. Obtenido de <https://www.institutointernet.com/blog/cinco-caracteristicas-de-una-buena-interfaz-de-usuario/>
- Centro de Diagnóstico y Terapéutica Endoluminal. (15 de Agosto de 2019). Obtenido de Simulador Quirúrgico:
<https://cdyte.com/pacientes/glosario/simulador-medico/>
- Scientific, 3. (20 de Agosto de 2019). *Maniquí de entrenamiento TCCC*. Obtenido de https://www.a3bs.com/simulador-de-asistencia-de-urgencia-a-heridos-en-entornos-tacticos-para-el-control-de-hemorragias-thct-1021644-operative-experience-inc-thct,p_1528_30395.html
- Toribio, V. A., & López, A. T. (2015). Introducción a la Háptica. Nuevos dispositivos de entrada y salida. *Universidad Politécnica de Cataluña*,

- 19-24. Obtenido de <http://www.egrafica.unizar.es/ingegraf/pdf/Comunicacion17018.pdf>
- Pérez Ariza, V. Z., & Chaves, M. S. (08 de 2016). INTERFACES HÁPTICAS: SISTEMAS CINESTÉSICOS VS. SISTEMAS TÁCTILES. *Revista EIA*, 14-18. Obtenido de <https://www.psqh.com/julaug08/haptics.html>
- Vela, R. N. (2017). El origen del uso de simuladores en Medicina. *Facultad Médica UNAM*, 21-27.
- Moya, P. R., Ruz, M. A., Parraguez, E. L., Carreño, V. E., Rodríguez, A. C., & Froes, P. M. (2017). Efectividad de la simulación en la educación médica desde la perspectiva de seguridad de pacientes. *SciELO*, 1. Obtenido de <https://www.medigraphic.com/pdfs/facmed/un-2017/uns171c.pdf>
- Villca, S. (2018). Simulación clínica y seguridad de los pacientes en la educación médica. *Revista Ciencia, Tecnología e Innovación*, 75-88.
- Blasco, P. G., Bachi, V. H., Paula, P. S., Antonio, L. J., & Godoy, J. (Enero de 2017). Promoviendo la educación médica centrada en el paciente para los estudiantes de medicina: una experiencia de dos décadas en Brasil. *Educación Médica*, 276-284. Obtenido de SciELO: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-21412014000100004
- Guillaume, J. L. (2018). Un acercamiento a la medicina de urgencias y emergencias. *MEDISAN*, 630-637.
- Barrios, J. M. (2016). La evaluación del desempeño o de las competencias en la práctica clínica. 1.a Parte: principios y métodos, ventajas y desventajas. *Educación Médica*, 130-139.
- Ipower. (s.f.). *Ipower Electrónica y Servicios*. Obtenido de Mini Bomba De Agua De Diafragma: <http://ipowerelectronics.com/bombas/1601-bomba-pequena-de-agua-12v-dc-3m.html>
- Centella, T., & Hornero, F. (Enero de 2017). Entrenamiento basado en la simulación: un cambio necesario en la formación de nuestra especialidad. *Cirugía Cardiovascular*, 141, 187-189.
- Sosa Rodríguez, O. L., Castillo Sanz, J. U., Padrón Novales, B. H., Grondona Torres, F., Águila Trujillo, L., Carrera González, E., & Fiaved-Avipreh, G. (Diciembre de 2018). Guía para la enseñanza del apoyo vital prehospitalario. Consenso para el proyecto de formación e investigación en apoyo vital. *Medisur*, 16, 2-4.

- Arlines Alina Piña Tornés, L. B. (2017). Avances de la Simulación Clínica en Ecuador. *Sinapsis*, 1-13.
- Serrano Béjar, L. A., Rodas Vanegas, A. F., Sánchez León, J. S., Cevallos Loyola, M. C., Fajardo Morales, P. F., Martínez Gaona, K. D., & Campoverde Ayora, J. A. (2015). *PRIMEROS AUXILIOS EN URGENCIAS Y EMERGENCIAS MÉDICAS*. Cuenca: Ministerio de Salud Pública del Ecuador.
- Llamas, L. (26 de 08 de 2015). *Ingeniería, informática y diseño*. Obtenido de Salidas Analógicas pwm en Arduino:
<https://www.luisllamas.es/salidas-analogicas-pwm-en-arduino/>
- Creatividad Codificada. (29 de 11 de 2019). *Creatividad Codificada*. Obtenido de Timer con Arduino o Interrupciones Internas:
<https://creatividadcodificada.com/arduino/timer-con-arduino-o-interrupciones-internas/>
- Obando, L. F. (21 de 01 de 2020). *dademuchconnection*. Obtenido de Sistema de control a lazo abierto – Electromecánico.:
<https://dademuch.com/2020/01/21/sistema-de-control-a-lazo-abierto/>