UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN



GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SIMULADOR CLÍNICO DE TRAUMA PARA EXREMIDADES INFERIORES

SANTIAGO ROS DOPICO 2021

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN



GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SIMULADOR CLÍNICO DE TRAUMA PARA EXREMIDADES INFERIORES

Autor SANTIAGO ROS DOPICO

Tutora BLANCA LARRAGA GARCÍA

2021

Resumen

El trauma es una de las principales causas de muerte y discapacidad en todo el mundo debido, en gran medida, a los accidentes de tráfico, una de las fuentes más comunes. El shock hemorrágico resultante de dichas lesiones permanece entre los mayores causantes prevenibles de muerte en este tipo de incidentes, sobre todo en el entorno extrahospitalario, a pesar de los avances continuos en el campo de la medicina.

Fruto de la identificación de esta tendencia surgen una serie de iniciativas a nivel internacional para entrenar al público general en las técnicas de control de sangrado, dada la gran potencialidad de salvar vidas que esto podría conllevar. Sin embargo, hasta la fecha no se ha conseguido una solución universal y efectiva que facilite la divulgación de los protocolos médicos de respuesta ante estas circunstancias.

La importancia que desempeña la práctica en el aprendizaje y su eficacia frente a los métodos de enseñanza convencionales ya han sido demostradas en múltiples ocasiones. Por lo tanto, este proyecto propone el uso de la simulación clínica como aproximación a este problema. Detectadas las carencias de los emuladores hemorrágicos comercializados y en colaboración con profesionales sanitarios del Hospital Universitario la Paz, se desarrolló un simulador clínico de miembro inferior para recrear lesiones vasculares, practicar las técnicas necesarias para su interrupción y evaluar objetivamente la actuación realizada.

Este Trabajo de Fin de Grado parte de un simulador preexistente y consiste en la implementación de mejoras y la incorporación de funcionalidades en base a la realimentación recibida por parte de los profesionales del sector. Además, se realizaron unas pruebas de validación clínica para ratificar los cambios efectuados sobre el dispositivo y los datos recogidos fueron analizados, mostrando un correcto funcionamiento del simulador desarollado.

Palabras clave: Trauma, hemorragia, simulación clínica, miembro inferior.

Abstract

Trauma is one the leading causes of death and disability worldwide, mainly because of traffic accidents, which make up for a large part of such lesions. The haemorrhagic shock resulting from a trauma is one of the most important preventable causes of death in this type of incidents, particularly in pre-hospital environments, despite the continuous improvements in the medical field.

Once this pattern was identified, a number of international initiatives surfaced in hopes of training the general public in the use of bleeding control techniques given the great life-saving potential this could entail. Nevertheless, an effective and universally spread solution that enables the dissemination of medical protocols in response to these events has not yet been found.

The importance of practical work during the learning process and its effectiveness in comparison with other conventional learning techniques have been proven in the clinical field. Therefore, this project proposes a clinical simulation based approach to this problem. Having detected a series of deficiencies in the existing bleeding trauma simulators, a lower limb emulator has been designed in cooperation with medical staff of La Paz University Hospital to recreate vascular lesions, practice the relevant techniques to control the bleeding and objectively evaluate the performance of those techniques.

This Final Thesis project starts with a preexisting simulator and the purpose of improving it through the implementation of various adjustments and the inclusion of additional functions to obtain a more complete learning tool. Furthermore, a pilot study was performed to clinically validate the changes introduced on the device and the data gathered from different simulations were analyzed showcasing a good performance of the developed simulator.

Keywords: Trauma, haemorrhage, clinical simulation, lower limb.

Índice general

R	esum	en	III
\mathbf{A} l	bstra	ect	IV
Ín	dice	General	v
Ín	dice	de Figuras	VII
Ín	dice	de Tablas	IX
Li	sta d	le Acrónimos	X
1.	Intr	roducción	1
	1.1.	Motivación	1
		1.1.1. Prevalencia y repercusiones	1
		1.1.2. Iniciativas	3
	1.2.	Simulación	4
		1.2.1. Aprendizaje	4
		1.2.2. Simulación clínica	5
		1.2.3. Historia de la simulación	6
		1.2.4. Ventajas	7
		1.2.5. Clasificación	7
	1.3.	Objetivos	8
	1.4.	Estructura del documento	9
2.	Tra	uma Hemorrágico de Miembro Inferior	10
	2.1.	Sistema cardiovascular	10
		2.1.1. Presión sanguínea	11
		2.1.2. Anatomía del sistema vascular del miembro inferior	12
	2.2.	Trauma y politrauma	14
	2.3.	Shock hemorrágico	15
		2.3.1. Técnicas de control del sangrado	16
	2.4.	Protocolo médico extrahospitalario	18
	2.5.	Simuladores existentes	19
3.		ulador de Trauma Hemorrágico	21
	3.1.	Estado previo del simulador	21
		3.1.1. Composición y desarrollo	21

		3.1.2.	Diseño electrónico	23
		3.1.3.	Funcionalidades	23
		3.1.4.	Carencias detectadas	24
	3.2.	Nuevo	diseño electrónico	25
		3.2.1.	Hardware	25
		3.2.2.	Implementación del hardware	30
		3.2.3.	Diseño electrónico	31
		3.2.4.	Funcionalidades	34
4.	Inte	rfaz Gı	ráfica	36
	4.1.	Materia	al hardware	36
	4.2.	Diseño	de la interfaz gráfica	37
			Bienvenida	37
		4.2.2.	Elección del escenario de sangrado	38
			Ejecución de la simulación y resultados	39
	4.3.		nalidades	42
5 .	Vali	dación	Clínica y Resultados	43
			imiento	43
	5.2.	Resulta	ados	44
		5.2.1.	Manejo de la hemorragia	45
		5.2.2.	Cuestionario de usabilidad	47
6.	Con	clusion	nes y Líneas Futuras	49
	6.1.	Conclu	siones	49
	6.2.	Líneas	futuras	50
\mathbf{Bi}	bliog	rafía		51
Α.	Asn	ectos é	ticos, económicos, sociales y ambientales	60
	_			60
			oción de impactos relevantes relacionados con el proyecto	61
		Conclus		62
D			to económico	63
		-		03
С.			Usuario	65
		_	ficaciones del emulador	65
	C.2.	Precau	ciones	65
		C.2.1.	Seguridad eléctrica	66
		C.2.2.	Silicona	66
		C.2.3.	Fluidos y sistema de expulsión	66
		C.2.4.	Maniquí	66
	C.3.	Compo	onentes	67
	CA	Instruc	ciones de uso	67

Índice de figuras

1.1.	El primer simulador de vuelo, Link Trainer, desarrollado en 1929	6
2.1. 2.2.	Circulación cardiovascular: circuito pulomar y circuito sistémico Presión sanguínea en los distintos tipos de vasos sanguíneos	11 12
2.3.	Sistema vascular del miembro inferior. (a) Venas (b) Arterias	13
2.4.	Técnicas de control de sangrado con presión. (a) Manual (b) Torniquete	17
2.5.	Simuladores clínicos comerciales. (a) Módulo hemorrágico (b) Maniquí	20
3.1.	Prototipo del simulador de miembro inferior desarrollado	22
3.2.	Circuito electrónico original	23
3.3.	Placa Arduino Due empleada como microcontrolador	26
3.4.	Sensor de presión FSR	26
3.5.	FSR encapsulado y con fundas termoretráctiles a la izquierda y sin	
2.0	encapsular a la derecha	27
3.6.	Sensores de fuerza FSLP. (a) Ohmite FSP01CE (b) Interlink Electro-	
	nics 34-00022	27
3.7.	Mini bomba de agua sumergible $ICQUANZX$	28
3.8.	Tubos alargaderas de oxígeno. (a) Vista general (b) Sección estriada .	28
3.9.	Etapa de potencia X-NUCLEO-IHM04A1	29
	Pulse Width Modulation (PWM)	29
	Tarjeta ADC. (a) ADS1115 AZDelivery (b) Conexión con Arduino	30
	Sensorización y puntos de sangrado del diseño avanzado del simulador	31
	Circuito electrónico completo del diseño avanzado del simulador	32
	Estructura electrónica interna del FSLP	33
3.15.	Procedimiento para la simulación de escenarios de sangrado simultáneos	35
4.1.	Componentes físicos de la interfaz. (a) Raspberry Pi 3 Modelo $B+\ (b)$	
	Tarjeta micro SD 32 GB	36
4.2.	Página de inicio: index.html	37
4.3.	Página de elección del escenario de sangrado: $eleccionEscenario.php$.	38
4.4.	Página de exposición de los resultados: enviarSimulacion.php	41
4.5.	Exposición dinámica de resultados según el número de escenarios	42
5.1.	Presión media ejercida por médicos y estudiantes en sangrados venosos	
	del miembro inferior. (a) Vena superficial (safena magna) (b) Vena	
	profunda (femoral)	45

5.2.	Presión media ejercida por médicos y estudiantes en sangrados arte-	
	riales del miembro inferior. (a) Arteria femoral superficial (b) Arteria	
	femoral profunda	46
5.3.	Información relacionada con el uso del torniquete en el sangrado venoso	
	profundo. (a) Presión media ejercida (b) Distancia a la herida	47
5.4.	Respuestas de médicos y estudiantes al cuestionario de usabilidad	48

Índice de tablas

1.1.	Puesto ordinal que ocupan las diferentes causas de trauma con respecto	
	a los AVAD globales	2
1.2.	Puesto ordinal que ocupan las diferentes causas de trauma con respecto	
	a la mortalidad global	2
3.1.	Presión que debe ser ejercida para cortar el sangrado en cada escenario	
	en función del vaso dañado	24
5.1.	Preguntas del cuestionario de usabilidad	44
В.1.	Costes de personal	63
B.2.	Costes de recursos materiales	64
В.3.	Costes totales	64
C.1.	Lista de componentes necesarios para el funcionamiento correcto del	
	simulador	67

Lista de Acrónimos

IdiPAZ: Instituto de Investigación del Hospital Universitario La Paz.

CEASEC: Centro Avanzado de Simulación y Entrenamiento Clínico.

OMS: Organización Mundial de la Salud.

AVAD: Años de Vida Ajustados por Discapacidad.

INE: Instituto Nacional de Estadística.

CCPEEU: Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades de EE.UU.

CAS: Colegio Americano de Cirujanos.

CSN: Consejo de Seguridad Nacional.

FBI: Buró Federal de Investigaciones.

HULP: Hospital Universitario La Paz.

bpm: latidos por minuto (beats per minute).

CAD: Conversor Analógico Digital.

FSR: Sensor de Fuerza Resistivo (Force Sensing Resistor).

FSLP: Potenciómetro Lineal de Detección de Fuerza (Force Sensing Linear Potentiometer).

PWM: Modulación de Ancho de Pulso (*Pulse Width Modulation*).

Capítulo 1

Introducción

Este Trabajo de Fin de Grado se ha realizado en colaboración con el Instituto de Investigación del Hospital Universitario La Paz (IdiPAZ), en concreto con el Centro Avanzado de Simulación y Entrenamiento Clínico (CEASEC). El proyecto surge como respuesta a la necesidad de proponer, diseñar e implementar mejoras sobre un simulador de miembro inferior, en base a una serie de carencias previamente identificadas, para crear una herramienta de propósito formativo más completa.

1.1. Motivación

La palabra trauma proviene del griego y significa herida. Según la Real Academia Española, traumatismo se define como una lesión de los órganos o los tejidos por acciones mecánicas externas [1]. Se puede manifestar a través de eventos intencionados, como los homicidios, o no intencionados, como los accidentes de tráfico y los deportivos [2]. Las causas principales de la etiología traumática a nivel global son precisamente los accidentes de tráfico, responsables del 35 % de los fallecidos por trauma y de 45 millones de discapacidades anuales; y las caídas, que afectan a un 40 % de los traumatizados y cuya incendencia aumenta con la edad [3].

1.1.1. Prevalencia y repercusiones

Desde finales del siglo XX, la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha considerado el trauma como una epidemia [2]. Se trata de la sexta causa de muerte y la quinta en discapacidad moderada y grave a nivel global, siendo además la principal causa de muerte y discapacidad en los menores de 35 años [4]. Tanto en hombres como en mujeres, una de cada 10 muertes se produce por un traumatismo [5].

Para valorar el impacto de la enfermedad traumática hay que tener en cuenta la temprana edad de muchas de las víctimas; por lo tanto, es importante considerar, además de la mortalidad, las secuelas no fatales en los supervivientes y su influencia en la calidad vida que les queda por delante. Con este propósito surgen los Años de vida ajustados por discapacidad (AVAD), que expresan los años de vida perdidos debido a una situación de discapacidad, enfermedad o muerte prematura. [6].

1.1. Motivación 2

En 2010, la carga global del trauma fue de 2.490 millones de AVAD, equivalente a una incidencia de 361 casos por cada 1.000 habitantes, correspondiéndose el 11,2 % de ellos a traumatismos [3]. En términos de AVAD, los accidentes de tráfico suponen una carga que duplica aquella de los suicidios [7]. La Tabla 1.1 y la Tabla 1.2 muestran una comparación de la prevalencia de las distintas etiologías del trauma a nivel global distinguiendo entre ambos sexos.

Causa	Total	Hombres	Mujeres
Tráfico	10	4	15
Autolesiones	18	13	26
Caídas	19	18	25
Violencia Interpersonal	27	21	49

Tabla 1.1: Puesto ordinal que ocupan las diferentes causas de trauma con respecto a los AVAD globales

[3]

Causa	Total	Hombres	Mujeres
Tráfico	8	6	18
Autolesiones	13	13	21
Caídas	22	22	26
Violencia Interpersonal	27	20	43

Tabla 1.2: Puesto ordinal que ocupan las diferentes causas de trauma con respecto a la mortalidad global

[3]

Cabe destacar el elevado puesto que ocupan los accidentes de tráfico en ambos escenarios en el caso de los varones, alcanzando el cuarto lugar en cuanto a AVAD y el sexto en relación con la mortalidad. Sin embargo, existe una gran variabilidad en estos resultados según cada país y su contexto socioeconómico; por lo tanto, estos datos no son fácilmente extrapolables. Se debe analizar cada situación geográfica de forma individual, siendo típicamente los países en vías de desarrollo los más castigados por esta causa.

De acuerdo con la clasificación de las economías del mundo realizada por el Banco Mundial y los *Global Health Estimates* de la OMS, en 2019 los accidentes de tránsito se encontraron entre las 10 primeras causas de defunción en países de ingresos bajos, medianos bajos y medianos altos [8]. Los países con ingresos medios-bajos soportan el 90 % de los fallecidos o lesionados por trauma, impactando seriamente en la dinámica

1.1. Motivación 3

familiar y de la sociedad, que muchas veces no está suficientemente preparada para la atención de este tipo de pacientes [8, 9].

En Europa, los accidentes, que son los principales ocasionantes de las lesiones traumáticas, ocupan el quinto lugar en el ranking de las principales causas mortales [10]. Concretamente en España, el Instituto Nacional de Estadística (INE) estimó un total de 402.950 fallecidos por trauma en 2012, siendo la causa externa en el 3.5% de los casos totales y este tipo de causante el principal motivo de muerte en los difuntos de entre 15 y 39 años [11].

En EE.UU., las muertes por incidentes asociados a un trauma, como colisiones de vehículos u homicidios, superan las provocadas por cualquier otra causa externa, exceptuando el cáncer y las enfermedades cardiovasculares y ascendiendo aproximadamente a un total de 200.000 muertes por lesión en 2014 [12]. En la población de entre 1 y 44 años de edad, las lesiones traumáticas son la causa mortal más frecuente, y en la población general, se ubica en el cuarto lugar [12]. Únicamente en el año 2000, los Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades estadounidenses (CCPEEU) valoraron los costes de atención sanitaria atribuible a las lesiones por trauma en US\$117 billones, aproximadamente el 10 % del gasto total nacional en sanidad [13].

1.1.2. Iniciativas

Una vez explorada la importancia del trauma en el marco internacional, es imprescindible dar a conocer los distintos proyectos que se han desarrollado, o que se encuentran en proceso de desarrollo, con el objetivo de detener el progreso de esta enfermedad, considerada hasta ahora como "la pandemia desatendida" [3].

Existen dos tipos de estrategias para llevar a cabo el control y la prevención de la siniestralidad ocasionada por esta enfermedad: **las primarias**, que consisten en evitar los sucesos que dan lugar a las lesiones, por ejemplo, las campañas informativas y legales contra el alcohol y las drogas o el control de las armas de fuego, y **las secundarias**, que, una vez producido el accidente, reducen la gravedad de los patrones lesionales, como por ejemplo, el cinturón de seguridad [3].

En abril de 2013, pocos meses después del terrible tiroteo escolar en Newtown (Connecticut), el Colegio Americano de Cirujanos (ACS) convocó un comité conjunto con miembros del ejército estadounidense, del Consejo de Seguridad Nacional (CSN) y del Buró Federal de Investigaciones (FBI), entre otros, para crear una política nacional que impulsara la supervivencia en ataques masivos intencionados e incidentes con tiradores activos [14]. Las recomendaciones decretadas se recogieron en el denominado Consenso de Hartford, que hace especial hincapié en la prevención secundaria de hemorragias externas, al haberse reconocido como principal causa de muerte prevenible tras una lesión [12].

La hemorragia no controlada producida por un traumatismo grave permanece como una de las principales causas de muerte evitable en el entorno extrahospitalario, siendo la mortalidad traumática *in situ* o en el transporte inicial de entre el 38,5 y el 55 % [12, 4, 15, 16, 3]. El shock hemorrágico es responsable del 80 % de las muertes por trauma que se producen en el quirófano durante las primeras horas tras una lesión y además, es un indicador temprano de un resultado adverso para el paciente herido, al estar asociada la hipotensión precoz que puede provocar a complicaciones tales como un fallo multiorgánico o infecciones, incluyendo la sepsis [17].

Dado el éxito de las fuerzas militares americanas en la reducción de las muertes producidas por hemorragias externas en los conflictos de Irán y Afganistán a través del entrenamiento de todos sus efectivos en las distintas técnicas de control de sangrado, el Consenso de Hartford propone como principal objetivo el empoderamiento del público general para que cualquiera pueda proveer asistencia sanitaria de emergencia y evitar estas muertes en el entorno civil [12, 18].

En 2015, la Casa Blanca lanzó la campaña de concienciación y llamada a la acción "Stop the Bleed" una vez reconocida la importancia y la potencialidad de salvar vidas que presentan los servicios de primera respuesta, tanto profesionales como técnicos médicos de emergencias, paramédicos, bomberos y enfermeras, como aquellos ciudadanos transeúntes [19]. Aunque resalta encarecidamente la necesidad de entrenar al público en los protocolos y maniobras que se deben realizar en estas situaciones, no especifica cómo impartir esa educación ni qué elementos debe cubrir. Por lo tanto, hoy en día no existe una estrategia estandarizada para abordar dicha misión y los programas públicos de control de sangrado varían desde cursos presenciales extensamente detallados, hasta un puñado de diapositivas online [18].

1.2. Simulación

En 1999, la Academia Nacional de Medicina de Estados Unidos estimó un total de 44.000 muertes al año como resultado directo del error humano en la atención sanitaria [20]. En base a estos hallazgos, sus miembros recomendaron el desarrollo de nuevas metodologías para incrementar la seguridad del paciente y disminuir el riesgo del error humano en la toma de decisiones médicas [20]. El entrenamiento de facultativos en un entorno simulado, sin pacientes reales, constituye un procedimiento potencial para lograrlo.

1.2.1. Aprendizaje

El aprendizaje se define como un proceso de cambio relativamente persistente en el comportamiento de una persona. Concretamente, según el celebre psicólogo David A. Kolb, se trata de la creación de conocimiento a través de la transformación de la experiencia, noción con la cual coinciden otros grandes autores del aprendizaje como Feldman y Schunk, que insisten en la importancia de que el aprendizaje ocurra a través de la práctica [21, 22].

La simulación engloba un conjunto de técnicas empleadas para recrear aspectos del mundo real, típicamente reemplazando o amplificando experiencias reales de forma interactiva [23]. En el ámbito didáctico, supone una herramienta asociada al aprendizaje basado en problemas. Se propone vivir una práctica concreta e inmediata en la que cada participante demuestra sus habilidades y conocimientos para resolver problemas críticos. Posteriormente, reflexionan de manera activa sobre la toma de decisiones y la resolución del problema vivido.

La enseñanza de la medicina continúa enfocándose desde el punto de vista tradicional, basado en la adquisición de un gran volumen de conocimiento. En la actualidad, existen múltiples factores que justifican un cambio de orientación y la implementación de nuevos apoyos pedagógicos [21]:

- 1. Las consideraciones sobre la seguridad y el bienestar de los pacientes, así como las implicaciones éticas y legales, son cada vez mayores. Esto obliga a replantear el método convencional de adquirir habilidades clínicas directamente sobre los pacientes sin ninguna experiencia previa preparatoria.
- 2. Con el método tradiconal de enseñanza, el aprendizaje depende de la presentación de los casos que llegan al hospital, dejando fuera otras situaciones clínicas importantes. Esto implica un espectro incompleto de experiencias educativas para los estudiantes y la observación de un menor abanico de diversas condiciones patológicas.
- 3. La perpeción de los estudiantes por parte de los pacientes ha cambiado, concibiéndose como "practicantes", es decir, personas inexpertas y sin conocimientos que, en lugar de aportar a su cuidado, lo entorpecen y causan molestias y pérdidas de tiempo innecesarias. Esto conlleva una menor disposición de los pacientes a ser tratados por estudiantes, disminuyendo así las oportunidades de instrucción.
- 4. La proliferación de facultades y el aumento del número de estudiantes frente a una disponibilidad restringida de sitios de enseñanza ha provocado la necesidad de buscar alternativas como el uso de modelos, cadáveres y animales para replicar situaciones clínicas.
- 5. Los estudiantes son excluidos frecuentemente del trato con pacientes críticos sin considerar que en su ejercicio posterior se enfrentarán a situaciones similares.

1.2.2. Simulación clínica

La simulación clínica hace referencia a una agrupación de métodos, no necesariamente tecnológicos, que facilitan la adquisición de destrezas clínicas por parte de los estudiantes replicando escenarios similares a los reales y sin poner en riesgo a los pacientes [21]. La simulación clínica beneficia no solo a los profesionales, sino también a los pacientes, ya que contribuye a la calidad en la atención sanitaria al permitir al estudiantado desarrollar habilidades y aptitudes que les permiten disminuir la ansiedad antes de enfrentarse a situaciones reales [24].

En la simulación se proporciona un entorno que combina conocimientos, habilidades, factores humanos, lenguaje técnico y equipamiento tecnológico [21, 24]. Por lo tanto, además de las competencias estrictamente profesionales, se desarrollan: la comunicación, el pensamiento crítico, el liderazgo, la toma de decisiones, el trabajo en equipo y la consistencia ética en escenarios críticos o de urgencia [21]. Adicionalmente, la simulación acelera el proceso de aprendizaje y favorece la familiarización con métodos de autoevaluación y retroalimentación, en particular con aquel del ensayo y error, que consiste en tomar nota de las equivocaciones cometidas para evitarlas en futuros eventos simulados o reales [24].

Cabe destacar que la simulación no reemplaza los escenarios clínicos reales, sino que debe considerarse como parte de un conjunto de herramientas para el aprendizaje que complementen a los métodos tradicionales de enseñanza sin estar en competencia con ellos, cooperando en la mejora del cuidado y la atención a los pacientes [25].

1.2.3. Historia de la simulación

El uso de los simuladores modernos se remonta a la década de los años veinte, cuando el ingeniero mecánico Edgard Link inventó y comercializó el primer simulador de vuelo para el entrenamiento de pilotos, que pasó a conocerse como el *Link Trainer* en honor a su creador (ver Figura 1.1) [21].

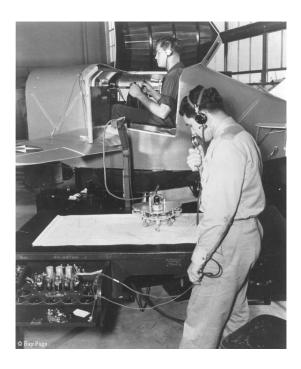


Figura 1.1: El primer simulador de vuelo, *Link Trainer*, desarrollado en 1929 [26]

Los siguientes en surgir, también en el sector de la aviación, fueron unos simuladores en los años setenta diseñados para entrenar la gestión de crisis, el trabajo

en equipo y el liderazgo. Los primeros indicios de esta tecnología en el ámbito sanitario emergieron en el campo de la anestesiología hace menos de treinta años [21]. En la actualidad, los avances en la informática, la bioingeniería y las ciencias del aprendizaje y el comportamiento se han traducido en la implementación de escenarios, modelos y maniquís de simulación de situaciones fisiológicas y patológicas [21, 24].

1.2.4. Ventajas

La simulación clínica ofrece numerosas ventajas, entre las cuales se encuentran las siguientes [21, 24]:

- Mejorar la adquisición y la retención del conocimiento en comparación con otras metodologías tradicionales [27].
- Permitir planificar y diseñar casos clínicos en función de las necesidades de los estudiantes en lugar de depender sobre la disponibilidad de los pacientes.
 Además, permite la práctica continua y repetitiva, que ofrece una mayor capacidad de adaptación a cada escuela e individuo en concreto.
- Conceder la oportunidad de trabajar y enriquecer otras aptitudes tan importantes como los conocimientos clínicos: el trabajo en equipo, la comuniación, el liderazgo, el manejo del estrés y la toma de decisiones bajo presión.
- Posibilitar la familiarización con equipamiento instrumental real y la práctica de procedimientos invasivos antes de enfrentarse a los pacientes.
- Facilitar la evaluación al poder quedar constancia, por ejemplo a través de una grabación, del desempeño en una determinada situación clínica, lo cual es dificil de llevar a cabo en la realidad [27].
- Una viabilidad económica posiblemente mayor frente a las alternativas tradicionales como el entrenamiento en salas quirúrgicas, el cual conlleva un coste elevado y hace uso de recursos escasos.

1.2.5. Clasificación

Existen numerosos criterios para distinguir entre diferentes tipos de simuladores. En primer lugar, la clasificación más simple consiste en discernir según el método de funcionamiento genérico en el que se basan. Existen simuladores fundamentados en modelos físicos, otros emplean ordenadores para recrear aspectos de la realidad y otros combinan ambas metodologías [21]. Dentro de cada una de estas clases, se puede realizar una discriminación más refinada en función de determinados aspectos como la tecnología empleada, por ejemplo, realidad virtual y sistemas hápticos, o el agente que controla el simulador, pudiendo estar conducidos por el instructor o por el modelo [21].

1.3. Objetivos

En cuanto a las herramientas y estrategias de simulación utilizadas hasta ahora, concretamente en el ámbito de la educación médica, éstas se pueden clasificar en cinco categorías [28]:

- 1. Simuladores de baja tecnología: modelos o maniquís empleados para la práctica de maniobras físicas o procedimientos simples, como son la venopunción o la maniobra de Heimlich [29].
- 2. Pacientes simulados o estandarizados: actores entrenados en el rol de paciente para la enseñanza y la evaluación de la toma de historias clínicas y la comunicación paciente-médico.
- 3. Simuladores computarizados basados en pantalla: programas informáticos diseñados para el aprendizaje y la valoración de conocimientos clínicos y la toma de decisiones.
- 4. Entrenadores de tareas complejas: dispositivos de elevada verosimilitud visual, auditiva y táctil, que además disponen de herramientas físicas integradas con sistemas informáticos.
- 5. Simuladores realistas de pacientes: maniquís de escala real controlados por ordenador, cuya avanzada anatomía y fisiología permite el manejo de situaciones clínicas complejas y de alto riesgo en entornos vívidos.

Por último, un aspecto clave que cabe destacar con respecto a las diversas tipologías de simulación es el concepto de fidelidad, término que hace referencia al grado de realismo de los modelos y de la experiencia evocada, es decir, a la similitud entre el simulador y el sistema simulado en cuanto a propiedades como la apariencia y el comportamiento. Se puntualizan dos tipos de fidelidad: la ingenieril, asociada al nivel de replicación de las características físicas de la tarea real, y la fisiológica o funcional, de mucha mayor importancia, que expresa hasta qué punto se consiguen recoger las habilidades que exige la acción real [30].

1.3. Objetivos

Identificadas la necesidad clínica y la solución escogida para abordarla, se deben establecer una serie de requisitos generales que debe cumplir el prototipo a confecccionar para permitir enfocar y dirigir el proceso de diseño y de desarrollo. En este caso, son las siguientes:

- Verosimilitud. La fidelidad, tanto ingenieril como funcional, del simulador debe ser suficientemente elevada como para que el escenario sea satisfactoriamente parecido a una hemorragia real.
- Robustez. El simulador debe mantener el número de fallos al mínimo para permitir un funcionamiento constante y fiable, de forma que promueva su uso.
- Repetitividad. Se debe dar la posibilidad de repetir el ensayo las veces que sean necesarias para asegurar el correcto aprendizaje por parte del alumno.

- Interactividad. El instructor, o el usuario que plantea las simulaciones, debe poder ejercer el control completo sobre las pruebas de simulación llevadas a cabo por el dispositivo. Para ello, ofrecerá escenarios planificados de distinta complejidad.
- Sencillez y accesibilidad. Se debe ocultar al usuario la complejidad de la arquitectura hardware y software empleada para que el simulador sea de fácil uso para cualquier persona, independientemente de su formación, no debiendo suponer su empleo un impedimento al aprendizaje dado que su principal finalidad es la divulgación de las técnicas de control de sangrado al público general.
- **Pedagógico**. Se busca que el dispositivo sea capaz de complementar la enseñanza tradicional y permitir evaluar el conocimiento de aquellos que hayan sido instruidos. Para ello, debe proporcionar una realimentación en base a unos resultados objetivos que conceda al alumnado la posibilidad de mejorar.

1.4. Estructura del documento

Este Trabajo de Fin de Grado se organiza en los siguientes capítulos:

- Capítulo 2. Este capítulo se centrará en el trauma hemorrágico de miembro inferior. Se profundizará en el sistema cardiovascular de la pierna, la presión sanguínea que soporta en función de los diferentes vasos sanguíneos, la anatomía del miembro inferior, los tipos de trauma así como las diferentes técnicas de control de la hemorragia. Adicionalmente, se presentarán protocolos de actuación y emuladores existentes en el ámbito clínico.
- Capítulo 3. En este capítulo se presentarán las características iniciales del simulador, previas a la realización de las mejoras en cuestión de este Trabajo de Fin de Grado. Posteriormente, se indicarán los puntos de mejora detectados tras un proceso de validación clínica con personal sanitario profesional y estudiantil del Hospital Universitario La Paz (HULP). Finalmente, se detallarán las mejoras efectuadas a nivel electrónico, incluyendo los componentes introducidos y la implementación realizada para conseguir todas las funcionalidades adicionales propuestas.
- Capítulo 4. En este capítulo se presenta la interfaz gráfica desarrollada e implementada para realzar las propiedades del simulador. Principalmente actúa facilitando la interacción del dispositivo con el usuario y proporcionando una realimentación objetiva de la simulación.
- Capítulo 5. Este capítulo presenta los resultados de la validación clínica del simulador, incluyendo la perpeción de los facultativos sobre el mismo, la efectividad en el control del sangrado y una comparativa informativa de la actuación entre profesionales y estudiantes.

Capítulo 2

Trauma Hemorrágico de Miembro Inferior

Más del 50% de las lesiones por traumatismo penetrante afectan a las extremidades constituyendo hasta el 82% de todas las lesiones vasculares que se producen en las mismas [31]. Hace tan solo 70 años, un paciente con una lesión penetrante de la extremidad con afectación vascular tenía una probabilidad del 50% de salir del hospital amputado [31]. Pese a las mejoras en la atención sanitaria, todavía existe una morbilidad elevada a largo plazo como consecuencia de otras complicaciones derivadas de la lesión traumática tales como daño de nervios, fracturas, infecciones de heridas, lesiones articulares abiertas y síndromes compartimentales [31]. Por esta razón, este Trabajo de Fin de Grado se centra en la prevención de dichos agravamientos en el trauma hemorrágico de las extremidades inferiores.

2.1. Sistema cardiovascular

A diferencia de los organismos unicelulares, que son capaces de obtener nutrientes y de excretar sustancias de deshecho directamente, nuestro cuerpo requiere de sangre para realizar estas funciones en cada una de las trillones de células que lo componen [32]. El corazón es el órgano responsable de asegurar la circulación continua de la sangre a través de todos los tejidos, función que realiza mediante una red de vasos sanguíneos. De manera conjunta, estos tres elementos - sangre, corazón y vasos - forman el sistema cardiovascular, que transporta aproximadamente cinco litros de sangre por el cuerpo para permitir la supervivencia celular [33].

Los vasos sanguíneos cambian progresivamente de tamaño y de propiedades a lo largo del cuerpo. Se distinguen tres tipos principales de vasos [34]:

• Arterias: reciben la sangre del corazón y se van bifurcando progresivamente en vasos más pequeños para conducirla a todos los tejidos del organismo. Poseen paredes muy gruesas para soportar la gran presión de la sangre entrante, pero a su vez elásticas debido a la gran proporción de elastina en su composición. Además, gozan de músculo liso que les concede las propiedades de vasoconstricción y vasodilatación.

- Capilares: son los vasos más pequeños, presentando habitualmente un diámetro de en torno a 5 μm, menor incluso que el de las propias células sanguíneas que los tienen que atravesar. Su cometido principal es el intercambio gaseoso, razón por la cual su grosor normalmente es de una sola célula y su densidad en los tejidos es siempre muy elevada.
- Venas: retornan la sangre al corazón. Poseen paredes más delgadas que las arterias ya que la sangre viaja en ellas a una presión mucho menor. Tanto es así, que muchas gozan de válvulas unidireccionales, denominadas semilunares, para evitar el flujo retrógrado.

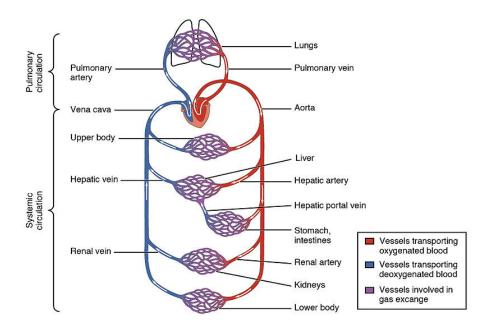


Figura 2.1: Circulación cardiovascular: circuito pulomar y circuito sistémico [35]

Como muestra la Figura 2.1, la circulación ocurre en dos circuitos y la sangre pasa dos veces por el corazón en cada ciclo, razón por la cual se dice que tenemos un **sistema circulatorio doble** [35]. El circuito pulmonar transporta sangre desoxigenada del corazón a los pulmones, donde el dióxido de carbono es intercambiado por oxígeno, y sangre oxigenada de vuelta al corazón. En cambio, la circulación sistémica traslada sangre oxigenada del corazón al resto del organismo y sangre desoxigenada de retorno al corazón [36].

2.1.1. Presión sanguínea

La presión sanguínea es uno de los parámetros clínicos más medidos y los valores que adquiere son grandes determinantes en la toma de decisiones terapéuticas [37]. Se define como la fuerza por unidad de área superficial que ejerce la sangre sobre las paredes de los vasos sanguíneos al circular a través de ellos [38].

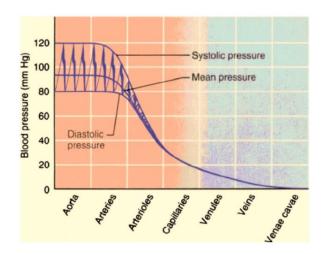


Figura 2.2: Presión sanguínea en los distintos tipos de vasos sanguíneos [33]

Los ventrículos del corazón expulsan sangre a las arterias de forma regular, aproximadamente 70 u 80 veces por minuto, comenzando una ola de presión que empieza en el corazón y viaja por las arterias [39]. Como se puede observar en la Figura 2.2, la presión arterial varía entre unos valores máximos y mínimos debido al bombeo pulsátil de la sangre por parte del corazón [40]. Convencionalmente, esta magnitud se expresa en milímetros de mercurio, alcanzando la presión **sistólica**, que se corresponde a la fase de contracción cardíaca, un valor promedio de 120 mm Hg y la **diastólica**, que ocurre durante la fase de relajación cardíaca, 80 mm Hg [41].

2.1.2. Anatomía del sistema vascular del miembro inferior

El sistema venoso del miembro inferior, ilustrado en la Figura 2.3 (a), se divide en dos grupos: una **red superficial**, ubicada debajo de la piel y cuya principal función es la conducción de la sangre venosa de la piel y del tejido subcutáneo, y una **red profunda**, localizada entre los músculos y que confluye en las venas cavas superior e inferior [42]. Mientras que el grupo superficial es responsable del retorno del 5-10 % del volumen sanguíneo de la pierna al corazón, el profundo se encarga de más del 90 % [43].

Las venas superficiales forman dos conductos principales: la vena safena mayor (magna), también denominada vena safena interna, y la vena safena menor o externa, que se originan en las porciones medial y lateral, respectivamente, de un arco venoso dorsal situado en el pie [44]. Mientras que la externa discurre por la cara posterior de la prominencia externa del tobillo dirigiéndose hacia la cara posterior de la pierna, la interna se va haciendo anterior hasta llegar a la zona inguinal donde desemboca en la vena femoral común [45].

La principal vena profunda que drena la extremidad inferior es la **vena femoral** [44]. Tiene la característica de que, dependiendo del individuo, puede ser única, doble

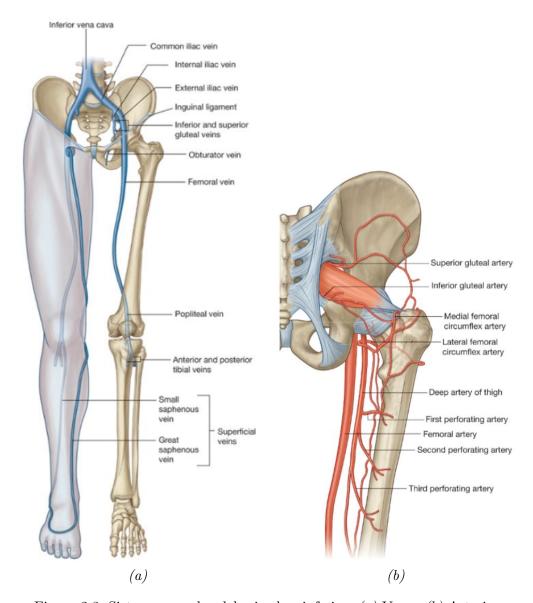


Figura 2.3: Sistema vascular del miembro inferior. (a) Venas (b) Arterias [44]

o triple en su recorrido [45]. La diferencia con respecto a las superficiales es que éstas siguen el trayecto de las arterias [45]. Ambos sistemas venosos se encuentran interconectados por medio de un número variable, de entre dos y tres anastomosis o comunicaciones denominadas perforantes, que conducen la sangre desde la red superficial a la profunda [42, 45].

La principal arteria de la extremidad inferior, expuesta en la Figura 2.3 (b), es la arteria femoral, continuación de la arteria ilíaca externa del abdomen, cuyas ramas irrigan la mayor parte del muslo y la totalidad de la pierna y del pie [44]. Comienza normalmente cerca de la cabeza del fémur y en su trayecto inicial recorre la parte anterior del muslo, segmento en el cual también recibe el nombre de arteria femoral común [46]. Esta última emite la arteria femoral profunda, que proporciona sangre

al muslo, y que a su vez se ramifica para dar lugar a la **arteria femoral superficial**, nombre que recibe debido a su trayecto superficial [46].

2.2. Trauma y politrauma

Profundizando en los conceptos introducidos en la Sección 1.1, el **trauma** se define como una lesión severa a nivel orgánico resultante de la exposición aguda a un tipo de energía mecánica, térmica, eléctrica, química o radiante en cantidades que exceden el umbral de la tolerancia fisiológica [9]. Según la lesión producida, se distinguen, en primer lugar, los traumas abiertos de los cerrados, y en segundo lugar, en función del órgano afectado, las lesiones del aparato locomotor, del aparato circulatorio, del sistema nervioso y las viscerales [47].

Una vez producido el trauma, se inicia un periodo de tiempo en el cual se producen cambios fisiológicos que buscan recuperar la homeostasis o el equilibrio del organismo. En algunos casos, estos cambios son suficientes como para prolongar el tiempo de supervivencia mientras que en otros, la magnitud de la lesión impide su efectividad. En cualquier caso, la duración de estos mecanismos es limitada [9]. Esto condujo al establecimiento de la denominada hora dorada, concepto introducido en 1963 por R. Adams Cowley, conocido como el padre de la medicina traumática, el cual hace referencia a la gran influencia que ejercen los primeros 60 minutos tras una lesión sobre el resultado final del paciente [48].

Se entiende por paciente **politraumatizado** todo aquel herido de origen traumático que presenta afectación de dos o más órganos, o más de un sistema, y en el cual al menos una de estas lesiones entraña un potencial riesgo vital [49]. A su vez, y a efectos prácticos, también se utiliza el término para hacer referencia al paciente traumatizado grave [49]. Para la correcta respuesta terapéutica es de suma importancia determinar el tipo de politrauma en función de la gravedad [9]:

- Politraumatismo leve: lesiones superficiales; contusiones sin heridas ni fracturas.
- Politraumatismo moderado: lesiones o heridas que generan algún tipo de incapacidad funcional mínima.
- Politraumatismo severo o grave: paciente que sufre de alguna condición extrema como las siguientes: caída mayor a dos veces la altura del paciente, impacto a una velocidad mayor de 50 km/h, compromiso hemodinámico (presión sistólica inferior a 90 mm Hg), bradipnea o taquipnea de la frecuencia respiratoria (menor que 10 o mayor que 30 respiraciones por minuto, respectivamente), trastorno de conciencia, fractura de dos o más huesos largos y herida penetrante en cabeza, cuello, dorso o ingle. También se clasifican en esta categoría los pacientes traumatizados con características agraventes como edad superior a 60 años, embarazo o patología grave preexistente.

En cuanto a la fisiopatología del politrauma, nos encontramos con dos teorías relevantes para entender las distantas fases de reanimación empleadas y las posibles complicaciones que pueden surgir [50]:

- 1. Teoría del "Two-Hit": el evento traumático se divide en dos fases o impactos. El primer impacto consiste en el trauma propiamente dicho, el cual determina el daño del órgano comprometido. Produce la activación de una respuesta inflamatoria sistémica que a su vez desencadena una respuesta neuroendocrina, coagulación y del endotelio entre otros. A partir de esta fase, una respuesta inmune excesiva y disregulada, como puede ser la sepsis, o un segundo impacto pueden conllevar complicaciones como la supresión inmune, disfunción y finalmente fallo órganico múltiple. Un segundo impacto se define como un evento potencionalmente dañino posterior al trauma; pueden ser endógenos, por ejemplo isquemia e infecciones, o exógenos, como cirugías y transfusiones masivas.
- 2. La Tríada Mortal del Trauma: así se denomina el conjunto de complicaciones que irremediablemente conducen a la muerte de los pacientes con trauma grave. Se compone de tres elementos: hipotermia, coagulopatía y acidosis, que hace referencia a una producción excesiva de ácidos en el cuerpo. La presencia de cada uno por sí sola aumenta considerablemente la mortalidad en los pacientes, pero además actúan como un círculo vicioso retroalimentándose positivamente entre ellos, potenciando el efecto individual de cada uno [50, 51].

2.3. Shock hemorrágico

El sangrado masivo es la segunda causa de mortalidad, tan solo después de los traumatismos craneales, en los pacientes con trauma severo, provocando hasta el 40 % de las muertes. Adicionalmente, el sangrado masivo es responsable del 80 % de las muertes intraoperatorias por trauma [52]. Se entiende por **shock** aquel estado patológico de hipoperfusión tisular e hipoxia celular caracterizado por el aporte insuficiente de oxígeno y de otros sustratos metabólicos esenciales para la integridad celular y el adecuado funcionamiento de órganos vitales [53]. Concretamente, el tipo de shock ocasionado por un trauma es el **hipovolémico** ya que es el debido a un descenso en el volumen de sangre en circulación en relación con la capacidad vascular total [54].

La **hemorragia** es la salida de sangre de los vasos sanguíneos tras su rotura, activando la inflamación y otras respuestas defensivas que añaden otras complicaciones además de la propia pérdida de volumen de líquido [55]. No todas las hemorragias producen un shock hemorrágico, pudiendo encontrarse un paciente con pérdidas de hasta el 30 % del volumen en circulación sin manifestar una baja presión sanguínea [56]. Las hemorragias se clasifican en cuatro clases [52]:

• Clase I: condición principalmente asintomática, sin shock, caracterizada por una pérdida de sangre por debajo del 15 % del volumen total, lo cual equivale a 0.75 L sobre 5 L en un sujeto de 70 kg.

- Clase II: pérdida sanguínea de entre el 15 y el 30 % (0.75 y 1.5 L) acompañada de un estado de ansiedad, una disminución ligera de la presión sanguínea y un incremento del ritmo cardíaco (100-120 latidos por minuto (bpm)).
- Clase III: pérdida de entre el 30 y el 40 % del volumen total (1.5 y 2 L) asociada con un estado de confusión, una bajada significativa de la presión sanguínea y un incremento adicional del ritmo cardíaco (120-140 bpm).
- Clase IV: evento pre-muerte que ocurre con pérdidas por encima del 40 % (i.e. 2L) junto con un estado letárgico, aumento drámatico del ritmo cardíaco(> 140 bpm), una hipotensión importante y una salida muy baja de orina.

Por último, el **sangrado masivo** se define de varias maneras debido a la heterogeneidad de esta condición: pérdida de un volumen de sangre, aproximadamente el 7% del peso ideal en adultos, en un periodo de 24 horas o pérdida del 50% del volumen de sangre en 3 horas o tasa de pérdida sanguínea de 150 ml/min o de 1.5 ml/(kg min) durante al menos 20 min [57].

2.3.1. Técnicas de control del sangrado

La primera y más importante medida que se debe llevar a cabo en el manejo de un paciente que sufre de una hemorragia es el control y detención de la fuente de sangrado [57]. Este acto médico recibe el nombre de **hemostasia** y puede realizarse de diversas maneras, clasificadas según su principio fundamental [55]:

- Mecánicas: son técnicas de control de sangrado basadas en la aplicación de una fuerza que colapse completamente la luz del vaso lesionado impidiendo la salida de sangre. El método más elemental es el de la compresión de la zona dañada hasta que la sangre coagule. Otra posibilidad es colapsar el vaso dañado mediante una compresión circunferencial, como se hace en el caso de la aplicación de un torniquete, como remedio temporal. La alternativa más eficaz es la obstrucción definitiva del vaso mediante la estrangulación con pinzas hemostáticas, ligaduras o clips metálicos.
- Térmicas: son técnicas que utilizan la exposición a un calor intenso para producir una costra de tejido que bloquee la hemorragia, lo cual se conoce como cauterización. Para ello se hace uso de bisturís eléctricos, que provocan el paso de una corriente eléctrica intensa, o láseres. También se puede recurrir al frío para inducir la vasoconstricción, principalmente en hemorragias capilares extensas.
- Químicas: estas técnicas de control de sangrado consisten en facilitar la formación de un coágulo que cohíba la hemorragia colocando en el lecho sangrante productos o sustancias que proporcionen o activen alguno de los componentes de la coagulación. Un ejemplo son las mallas o esponjas de colágeno o de fibrina, que reciben el nombre de "pegamentos biológicos".

Dado que el objetivo final de este simulador, como se ha explicado en la Sección 1.1.2, es el entrenamiento y motivación de la población no educada sanitariamente en las técnicas de control de sangrado para salvar vidas in situ, es necesario centrarse en aquellos métodos que puedan llevarse a cabo en el entorno extrahospitalario y que sean de baja complejidad, es decir, los mecánicos. Según las pautas de primeros auxilios establecidas por la Cruz Roja Americana y la Asociación Estadounidense del Corazón, la mejor forma de controlar el sangrado es aplicando presión directa hasta que cese, siendo la magnitud y la extensión temporal de la misma los factores más determinantes de su éxito o fracaso [58].

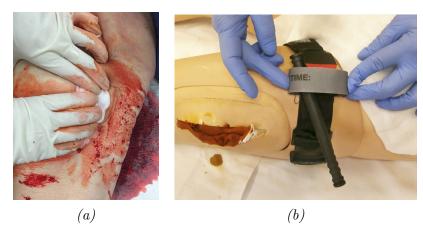


Figura 2.4: Técnicas de control de sangrado con presión. (a) Manual (b) Torniquete [59, 60]

Uno de las procedimientos empleados para aplicar presión sobre una herida es la **presión manual** (Figura 2.4 (a)), recomendada como primera respuesta terapéutica ante un sangrado externo que no suponga un riesgo vital [61]. Se puede realizar de manera directa o sobre una gasa u otro tipo de tejido, siendo la recomendación convencional en este último caso colocar las gasas unas sobre otras hasta que cese el sangrado en lugar de reemplazarlas [58]. Sin embargo, un estudio reciente demuestra que, cuanto mayor sea el acolchado colocado encima de la herida, ya sean gasas u otros tejidos, menor es la presión efectiva aplicada y, por tanto, la mejor técnica es la de presión directa sin ningún tipo de apósito y con una mano encima de la otra [61].

La utilización de un **torniquete** (Figura 2.4 (b)) para controlar el sangrado de una extremidad está indicada únicamente cuando la presión directa no es efectiva o posible, dadas las complicaciones que conlleva su uso incorrecto [62]. Estas incluyen, entre otros, daño muscular, nervioso y vascular, resultando en un síndrome conocido como parálisis del torniquete, trastornos isquémicos irreversibles que pueden requerir de amputación o dolor extremo [63]. Sin embargo, la experiencia militar reciente señala el elevado potencial beneficioso de esta herramienta en el entorno civil y su seguridad cuando el personal está debidamente entrenado y cualificado [12, 63, 64, 65, 19].

Los factores fundamentales que determinan la seguridad del torniquete son: el diseño, la localización, la presión ejercida y la duración [63]. En cuanto a la ubicación, un error común es la colocación encima de la herida [19]; debe situarse en la parte más proximal posible de la extremidad, es decir, la más cercana al punto de unión con el cuerpo, donde el músculo protege en mayor medida los nervios y los vasos y, además, se consigue preservar una mayor longitud del miembro en caso de ser necesaria una amputación posterior [66, 67, 68, 63]. La mayoría de los manuales recomiendan la colocación en la sección más ancha posible para minimizar la presión necesaria para cortar el flujo arterial de entrada y deben evitarse los lugares donde el nervio cruza el hueso y las prominencias o epífisis contra las cuales los tejidos estarían sometidos a una compresión excesiva [40, 66, 68]. Recogiendo todas estas recomendaciones, la indicación general es situarlo directamente sobre la piel a 5-10 cm por encima de la herida sangrante [60].

En relación con la presión, ésta depende del tamaño de la extremidad y del ancho del torniquete; en general, la tensión necesaria para cortar el flujo está directamente relacionada con la circunferencia [63]. El torniquete se debe continuar apretando, a pesar del dolor que pueda causar al paciente, hasta que se interrumpa el sangrado, posición en la que debe permanecer hasta ser evaluado por personal médico [19]. Un torniquete correctamente empleado ejerce una compresión superior a la presión arterial sistólica del paciente, pero siempre conviene que sea la mínima presión efectiva para minimizar posibles complicaciones isquémicas [66, 63].

El último parámetro y el más controvertido es el tiempo que debe mantenerse aplicado el torniquete. La tolerancia de los tejidos a la isquemia varía entre pacientes según características tales como la edad o la existencia de otras condiciones como la diabetes o el estado físico [68]. La mayoría de las directrices competentes sugieren una duración máxima de entre 60 y 90 minutos, considerándose un transcurso de 2 horas como un límite superior apropiado [63]. A pesar de las discrepancias, si en algo coinciden los autores es que la duración debe mantenerse al mínimo, estando consensuado que todas las complicaciones conocidas empeoran con la prolongación en el tiempo [63, 68].

2.4. Protocolo médico extrahospitalario

Según el algoritmo de manejo inicial del paciente con trauma grave, la atención prehospitalaria influye de forma decisiva en su pronóstico ya que una adecuada valoración permite el traslado a un centro especializado y la activación de un equipo y unos recursos especializados acordes con la gravedad [69]. Al llegar al lugar del evento, se debe recoger la mayor información posible acerca del mismo para poder identificar el tipo de lesión más probable: cómo se produjo la lesión, tiempo transcurrido, papel de la víctima en un accidente de tráfico (conductor, pasajero o peatón), instante de colocación de un torniquete si procede, etc [9].

La secuencia del manejo inicial del trauma grave es la ya ampliamente difundida y conocida secuencia **ABCDE**. Este patrón se emplea para la valoración primaria del paciente: vía aérea y control de la columna cervical (A), respiración y ventilación (B), circulación con control de la hemorragia (C), déficit neurológico (D) y exposición y entorno (control de la temperatura, E) [70]. El control de la hemorragia (C) se subdivide en 3 fases [69]:

- 1. El objetivo de la primera etapa es identificar los signos de shock, como el nivel de consciencia del paciente, la coloración de la piel y los pulsos, y evaluar la situación hemodinámica.
- 2. En la siguiente etapa se identifica el foco de sangrado y se debe intentar detener con medidas hemostáticas mecánicas [9]. Prioritariamente, el control de hemorragias debe ceñirse al siguiente orden ascendente: control por presión directa en el sitio de lesión, control por compresión distal al sitio de lesión (pliegues en extremidades), control por torniquete como última opción y control con agentes hemostáticos externos si se encuentran disponibles [70].
- 3. Por último, se procede a la reanimación del paciente, que incluye: reanimación hemostática con la finalidad de realizar la reposición de pérdidas de volumen sanguíneo efectivo, hipotensión permisiva, limitación del uso de cristaloides y coloides, lucha contra acidosis e hipotermina y finalmente cirugía con control de daños.

Cabe destacar que, al tratarse de pacientes con características cambiantes, la valoración ABCDE debe ser frecuente, sin interrumpir las maniobras de reanimación del paciente, para así establecer un plan estratégico acondicionado e informar al equipo hospitalario de la toma de decisiones [69].

2.5. Simuladores existentes

La gran efectividad de los simuladores hemorrágicos en el aprendizaje de las técnicas de control de sangrado frente a los métodos pedagógicos convencionales ya ha sido demostrada en múltiples ocasiones y, por tanto, se han proclamado como la clave del éxito de las campañas como "Stop The Bleed" [71, 72]. Con la excepción de algún ejemplar particular, como puede ser una plataforma de realidad virtual que hace uso de modelos matemáticos 3D de hemodinámica, existen dos grandes grupos de simuladores empleados con esta finalidad [73].

Por un lado, se encuentran los **módulos hemorrágicos**, ilustrados en la Figura 2.5 (a). Son simuladores que replican secciones de miembros del cuerpo con un realismo estético considerablemente elevado y que presentan una herida a través de la cual se expulsan líquidos de apariencia similar a la sangre. Además, algunos constan de propiedades especiales, por ejemplo, la demostración de la reacción de un apósito hemostático en una lesión. Estos simuladores están más especializados en el entrenamiento del empaquetamiento, técnica que consiste en comprimir una herida mediante

la introducción de material textil en su interior [59]. El principal inconveniente que presentan estos simuladores es la falta de automatización, produciéndose el sangrado mediante la compresión manual de una botella donde se almacena el líquido.



Figura 2.5: Simuladores clínicos comerciales. (a) Módulo hemorrágico (b) Maniquí [74, 75]

Por otro lado, la oferta comercial incluye **maniquís**, de cuerpo entero como el expuesto en la Figura 2.5 (b) o de un miembro completo, por ejemplo, el brazo [76]. Son simuladores de alta fidelidad, de dimensiones reales y adaptados para ser utilizados en el exterior. En algunos casos, estos maniquís incorporan patrones lesionales y escenarios de sangrado asociados a determinados casos clínicos predeterminados como pueden ser laceraciones profundas por arma blanca [76]. También pueden contar con otras funcionalidades, además del sangrado, que realzan la simulación como respiración y sonidos [75].

Aunque estos últimos simuladores sean aparentemente completos, presentan una serie de carencias que han impulsado a la propuesta del desarrollo de un simulador clínico de trauma de miembro inferior por parte de los médicos intensivistas del HULP. En primer lugar, la mayoría de los dispositivos, a pesar de su coste económico relativamente elevado, siguen basándose en la compresión manual de un recipiente para la expulsión del líquido de la hemorragia. Esta falta de automatización limita la repetitividad y la accesibilidad de los simulaciones. En segundo lugar, los modelos de última generación comienzan a permitir el entrenamiento del uso del torniquete, pero en ninguno se practica la aplicación de presión manual directa sobre la herida ni la necesidad de adaptar la ejecución de las distintas técnicas de control de sangrado a la naturaleza y la ubicación del vaso lesionado. Por último, estos simuladores no almacenan información ni proporcionan una evaluación objetiva al usuario sobre su actuación.

Capítulo 3

Simulador de Trauma Hemorrágico

Este Trabajo de Fin de Grado parte de un simulador existente, confeccionado como parte de un Trabajo de Fin de Máster en 2020 [77]. Se propusieron, diseñaron e implementaron una serie de mejoras en base a las debilidades detectadas, teniendo siempre en cuenta los objetivos establecidos en la Sección 1.3, para contribuir al desarrollo de una herramienta pedagógica más completa. Los nuevos elementos y funcionalidades incorporados se pueden organizar en dos grupos: los referentes al diseño electrónico y los asociados a la interfaz gráfica.

3.1. Estado previo del simulador

En esta sección se detallan brevemente el proceso de fabricación y el diseño mecánico, electrónico y funcional del emulador al comienzo de este proyecto, poniendo en contexto el alcance del trabajo realizado. Asimismo, se especifican las carencias identificadas durante un proceso de validación clínica previo.

3.1.1. Composición y desarrollo

Los elementos principales del miembro inferior que se buscaron replicar fueron:

- Hueso: es la parte sobre la cual recae la función de soporte de los tejidos blandos. Superficialmente, está formado por una capa externa compacta, lisa y dura, mientras que en el interior consta de una estructura porosa formada por trabéculas. El hueso principal del muslo es el fémur, que conformará la base principal del simulador y, por tanto, deberá ser capaz de soportar las presiones y acciones que se ejercerán sobre el mismo sin sufrir grandes deformaciones.
- Músculos: componen entre el 35 % y el 45 % del peso total del cuerpo. Su comportamiento mecánico se puede describir mediante el Modelo de Hill, que utiliza elementos elásticos y contráctiles [78]. Definirán la morfología del emulador y contribuirán a la robustez de su estructura.
- Vasos sanguíneos: resisten la presión ejercida por la sangre cuando circula a través de ellos y serán los encargados de conducir el líquido empleado para

replicar la hemorragia. Se incluirán únicamente los vasos principales del muslo, mencionados en la Sección 2.1.2: arteria femoral superficial y profunda, vena femoral y vena safena magna, cuyas localizaciones deberán ser idénticas a la reales.

• Piel: estructura compuesta de tres capas distintas: *epidermis*, capa más superficial y fina, *dermis*, lámina más gruesa que provee de resistencia y elasticidad, e *hipodermis*, ubicada debajo de la anterior. Al ser el componente más externo del emulador, deberá ser de apariencia y tacto lo más reales posibles ya que los clínicos estarán en contacto directo con él.

Una vez determinadas las especificaciones de las diferentes estructuras a reproducir, se procedió a la selección de materiales y, posteriormente, a la propia fabricación. En primer lugar, se llevó a cabo la producción del femur mediante impresión 3D con la impresora Prusa i3 MK3S y ácido poliláctico (PLA).

A continuación, se crearon los músculos y la piel a partir de las siliconas de platino PlatSil Gel-25 y PlatSil Gel-0030 respectivamente, siendo la primera de una rigidez mayor para cumplir con la función del músculo de sujeción a la piel y la segunda, de características mecánicas similares a las de la piel. Las siliconas son materiales que ofrecen una fácil manipulación, estabilidad a largo plazo, carecen de toxicidad y permiten recrear una gran variedad de distintas propiedades y formas geométricas. En el caso de la piel, el modificador táctil *Slacker* se mezcló con la silicona para reproducir la apariencia y tacto del órgano real y para conseguir las distintas densidades de cada una de las capas de la piel. La forma de las distintas estructuras anatómicas se consiguió mediante el uso de moldes de cartón.

Por último, los vasos sanguíneos se reprodujeron mediante sondas intravenosas de uso clínico habitual para la conducción de fluidos, concretamente de un diámetro interno de 3.5 mm y externo de 5 mm. En el prototipo final, mostrado en la Figura 3.1, se incluyó estéticamente una lesión en la parte inferior del muslo donde se colocaron los vasos, teniendo en cuenta las ubicaciones que adquirirían en un miembro inferior real, para simular los diferentes escenarios de sangrado.

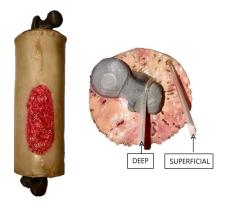


Figura 3.1: Prototipo del simulador de miembro inferior desarrollado

3.1.2. Diseño electrónico

La automatización del sangrado se consiguió mediante la unión de dos bombas hidraúlicas resistentes al agua a las sondas previamente mencionadas, sumergiendo ambas en un mismo tanque con agua teñida de rojo [79]. Además, se incorporaron dos sensores de presión cuya resistencia varía con la fuerza aplicada, posibilitando la recogida de información objetiva acerca de la actuación durante una simulación [80]. El funcionamiento de todos estos componentes se reguló a través de un microcontrolador, según el esquema ilustrado en la Figura 3.2, de forma que se podía ejercer un cierto control sobre el funcionamiento del simulador [81].

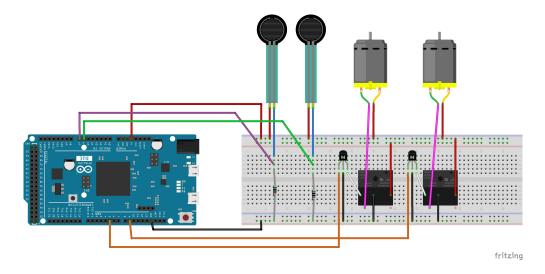


Figura 3.2: Circuito electrónico original

Como se puede observar, los sensores de presión se disponen cada uno en una estructura de divisor de tensión propia, consiguiendo que, al cambiar la fuerza aplicada sobre ellos, varíe la tensión de entrada en el pin analógico de la placa asociado. Partiendo de la lectura de dicha tensión y de las indicaciones proporcionadas por el fabricante, se obtiene la presión en mm Hg. Con relación a las bombas, se emplean unos relés active-low para permitir el control de su activación o inactivación desde el microcontrolador y para alimentarlas a su tensión adecuada de 5 V [82]. Para ello, se requiere de un transistor entre el pin controlador de la placa y el relé correspondiente, al ser necesario amplificar la señal de salida del controlador. Así, conectando un terminal de la bomba a la fuente de alimentación y el otro a una de las salidas del relé, se consiguen activar y desactivar a voluntad del microcontrolador.

3.1.3. Funcionalidades

Este diseño permitía la reproducción de diferentes escenarios de sangrado ya que el uso de los relés posibilita una activación tanto intermitente como continua de las bombas, habilitando la simulación de un sangrado pulsátil, correspondiente a las arterias, y de un sangrado de flujo constante, correspondiente a las venas, como se

puede comprobar en la Figura 2.2. Al constar el emulador de dos sondas intravenosas, una colocada en la región superficial y otra en la profunda, se pueden replicar las lesiones de hasta un máximo de cuatro vasos: arteria y vena superficiales y arteria y vena profundas, al estar cada tubo asociado a una bomba que puede efectuar ambos tipos de sangrado.

La incorporación de los sensores de presión, uno adyacente y vinculado a cada sonda, permite la detención de la hemorragia mediante las técnicas mecánicas de control del sangrado, en particular la de presión manual directa. Cuando la presión ejercida externamente sobre un vaso supera aquella de la sangre que circula a través del mismo, el vaso colapsa [40]. Por lo tanto, se deben establecer unos umbrales de presión para asegurar que, una vez superados, la hemorragia se detenga [66]. Para ello, se tuvieron en cuenta tanto la naturaleza del vaso, siendo la presión en arterias significativamente mayor que en venas, y su localización, debiendo ser el umbral aproxidamente 100 mm Hg mayor en los vasos profundos para compensar el acolchado que proporcionan los tejidos circundantes [68]. Los umbrales implantados, considerando la presión sistólica de cada vaso: en torno a 100 mm Hg en arterias y 15 mm Hg en venas, se recogen en la Tabla 3.1.

Escenario	Vaso sanguíneo	Localización	Umbral de
		del vaso	presión (mm Hg)
1	Vena femoral	Interno	115
2	Vena safena magna	Externo	35
3	Arteria femoral profunda	Interno	200
4	Arteria femoral superficial	Externo	120

Tabla 3.1: Presión que debe ser ejercida para cortar el sangrado en cada escenario en función del vaso dañado

3.1.4. Carencias detectadas

Se realizaron unas pruebas de validación clínica en el HULP sobre el simulador en el estado descrito a lo largo de este capítulo, donde se detectaron una serie de carencias tanto por parte de los propios desarrolladores como a través de los comentarios efectuados por el personal sanitario:

• El control de la hemorragia se permite únicamente mediante la aplicación de presión manual directa. Es importante ofrecer la práctica de **otras técnicas de control de sangrado**, como el torniquete o el empaquetado, siendo el primero especialmente interesante dada su gran potencialidad de salvar vidas y los múltiples parámetros que es necesario enseñar (presión, ubicación y localización) para evitar sus complicaciones.

- El flujo expulsado por las bombas debe ser **coherente** con el tipo de vaso lesionado en lugar de universal, requiriéndose un sangrado "en túnica" en el caso de las venas y un sangrado pulsátil de una presión mucho mayor que la actual en el caso de las arterias. Además, convendría que el flujo fuera inversamente **proporcional** a la presión ejercida de forma que, al comenzar a ejercerse presión y hasta ocluirse el vaso correspondiente, el flujo disminuyera según aumentara la presión aplicada, como ocurriría en la realidad.
- A pesar de haber habilitado la elección del escenario de sangrado por parte del usuario entre una serie de casos predefinidos, no se puede ejercer un **control completo** sobre el desarrollo de la prueba, existiendo una serie de parámetros, como la duración de la simulación, que no se pueden modificar y de acciones que no se pueden realizar, por ejemplo, la interrupción de la simulación antes de su finalización.
- Aunque está permitida una cierta interacción entre el usuario y el microcontrolador, se trata de una comunicación inaccesible para la mayoría de los potenciales usuarios ya que requiere de una determinada familiarización con el manejo del puerto serie, tanto para el envío del escenario deseado como para el almacenamiento de los datos recibidos. Por lo tanto, es de vital importancia ocultar esta complejidad al usuario para que no suponga un impedimento al uso del simulador independientemente de sus conocimientos tecnológicos.
- Sería de gran utilidad proporcionar al usuario una **realimentación** objetiva, incluso en tiempo real, de su desempeño en base a los resultados registrados durante la simulación para poder así potenciar su aprendizaje como se ha expuesto en la Sección 1.2.1. Además, convendría que los resultados quedaran permanente **almacenados** para poder realizar un seguimiento del aprendizaje en los alumnos.
- Se recomienda la inclusión de **múltiples puntos de sangrado** a lo largo de la pierna en lugar de uno solo para replicar escenarios de politrauma más completos. Con este mismo propósito, también sería beneficioso posibilitar la ejecución de varios **escenarios simultáneos**.

3.2. Nuevo diseño electrónico

A continuación, se procede a describir las propuestas realizadas a nivel electrónico para corregir las deficiencias mencionadas y el impacto consecuente en el funcionamiento del simulador.

3.2.1. Hardware

• Arduino Due: esta placa, que puede verse en la Figura 3.3, posee un microcontrolador Atmel SAM3X8E y tiene 54 pines digitales de entrada o salida, 12 entradas analógicas con un Conversor Analógico Digital (CAD) de 12 bits, 4 UARTs y un reloj de 84 MHz. Cabe destacar que, a diferencia de la mayoría

de las placas Arduino, ésta opera a 3.3 V, voltaje máximo que pueden tolerar tanto los pines de entrada como los de salida.



Figura 3.3: Placa Arduino Due empleada como microcontrolador [81]

• Sensores FSR: los sensores de fuerza resistivos (FSR), expuestos en la Figura 3.4, son los sensores de presión empleados para la medida de la presión ejercida manualmente sobre la herida. Son dispositivos cuya resistencia varía dependiendo de la cantidad de fuerza aplicada sobre la zona de detección, de 1 cm², en el intervalo de 100g a 10 kg. En ausencia de fuerzas, su resistencia supera 1MΩ [80].



Figura 3.4: Sensor de presión FSR [83]

Una diferencia importante en estos sensores respecto a los empleados previamente es la **impermeabilización**. Durante las pruebas de validación anteriores se detectaron fallos intermitentes del simulador, lo cual se achacó a la entrada de agua en las capas intrínsecas de estos sensores, al encontrarse en contacto directo permantente con ella. Como se puede observar en la Figura 3.5, para incrementar la robustez del dispositivo se encapsularon los sensores en silicona de platino PlatSil Gel-25 de aproximadamente 7 mm de grosor y se utilizaron fundas termoretráctiles de distinto diámetro para proteger los contactos de las soldaduras [84, 85].



Figura 3.5: FSR encapsulado y con fundas termoretráctiles a la izquierda y sin encapsular a la derecha

• Sensores FSLP: estos sensores son potenciómetros lineales de detección de fuerza (FSLP). Se propusieron como solución para llevar a cabo la sensorización del torniquete, al permitir la medida simultánea de la posición y de la magnitud de cualquier fuerza aplicada sobre ellos. Dada la novedad de estos dispositivos, se adquirieron ejemplares de dos fabricantes distintos: por una parte, el modelo FSP01CE de Ohmite, ilustrado en la Figura 3.6 (a), y por otra el modelo 34-00022 de Interlink Electronics (Figura 3.6 (b)) [86, 87]. Ambos ofrecían un abanico de ejemplares de distintas dimensiones, pero al ser la distancia correcta entre el torniquete y la herida de entre 5 y 10 cm, se optó en ambos casos por una longitud de 10 cm. En este caso, los sensores se impermeabilizaron con una cubierta de plástico ya que su gran dimensión dificultaba en gran medida el proceso de encapsulado.



Figura 3.6: Sensores de fuerza FSLP. (a) Ohmite FSP01CE (b) Interlink Electronics 34-00022

[86, 87]

• Bombas: una de las estrategias adoptadas para incrementar la potencia de las bombas y así conseguir mayor presión en el flujo expulsado en los escenarios arteriales fue la de sustituir las bombas anteriores por unas que aceptaran una mayor tensión de alimentación. Se optó por un modelo similar, de un rendimiento de alta eficiencia y que admite voltajes en el intervalo de entre 3 y 6 V (Figura 3.7).



Figura 3.7: Mini bomba de agua sumergible ICQUANZX [88]

En segundo lugar, se reemplazaron las sondas intravenosas utilizadas por unos tubos alargaderas de oxígeno, ilustrados en la Figura 3.8 (a), de 3 mm de diámetro interno y 5.5 mm de diámetro externo. Fabricados con PVC atóxico y con estructura estriada anticolapso (Figura 3.8 (b)), presentan una gran resistencia a la obstrucción por acodamiento, otro de los principales problemas experimentados durante las pruebas de validación. Además, este material de mayor rigidez y menor diámetro interno en el terminal de conexión con las bombas que las sondas anteriores implica un flujo de mayor presión para la misma potencia de salida.

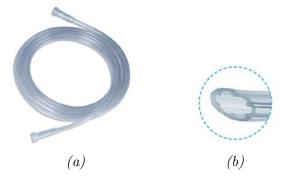


Figura 3.8: Tubos alargaderas de oxígeno. (a) Vista general (b) Sección estriada [89]

• Etapas de potencia: se utiliza la etapa de potencia expuesta en la Figura 3.9 para poder regular la sangre bombeada en función de la presión ejercida por el usuario. En primer lugar es necesario conseguir regular el voltaje con el que se excitan las bombas. Para ello, es imprescindible eliminar los relés y se optó por el uso de las placas X-NUCLEO-IHM04A1, etapas de potencia que actúan como reguladores de voltaje y amplificadores lineales con una estructura de puente en H y una lógica asociada que permite impulsar hasta cuatro motores unipolares DC [90].

El principio de funcionamiento de este dispositivo es la modulación de ancho de pulso (PWM), que consiste en un tipo de señal de tensión utilizada frecuentemente en electrónica y que se caracteriza por una relación variable entre el tiempo que se encuentra en un determinado valor de tensión "alto" y el tiempo durante el cual toma un valor de tensión "bajo", como se expone en la Figura 3.10.



Figura 3.9: Etapa de potencia X-NUCLEO-IHM04A1 [91]

En esta técnica se modifica el ciclo de trabajo, "duty cycle", de una señal periódica de frecuencia constante, definido como el ancho expresado en porcentaje de su parte positiva en relación con el periodo, para controlar la cantidad de energía que se envía a una carga [92]. Mediante un tren de pulsos PWM se consigue generar una señal analógica de forma efectiva a partir de una señal portadora digital, siendo el voltaje resultante el valor medio de los pulsos [93].

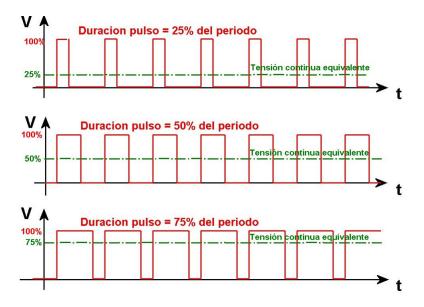


Figura 3.10: Pulse Width Modulation (PWM) [83]

• Tarjeta ADC: debido a la elevada sensorización de la pierna, los 12 pines analógicos de entrada de los que dispone el microcontrolador no son suficientes y es necesario recurrir a un ADC externo que permita reutilizar pines digitales como analógicos. Para ello, se ha decidido recurrir al modelo ADS1115 de AZDelivery, ADC de 16 bits de resolución, 4 canales de entrada, interfaz I2C, frecuencia de muestreo programable de hasta 860 Hz y que acepta un amplio margen de entrada desde 2 hasta 5.5 V [94]. Puede compatibilizarse prácticamente con cualquier microcontrolador, incluyendo las placas Arduino como se muestra en la Figura 3.11 (b).

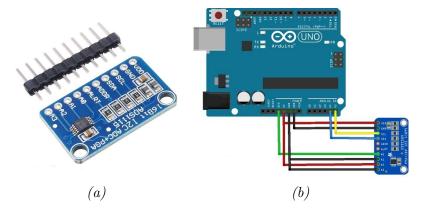


Figura 3.11: Tarjeta ADC. (a) ADS1115 AZDelivery (b) Conexión con Arduino [94, 95]

3.2.2. Implementación del hardware

Una vez escogidos los componentes y con el objetivo de incluir múltiples puntos de sangrado en el simulador, se planteó el diseño reprensentado gráficamente en la Figura 3.12. De esta manera se podía prever el material necesario y concretar un presupuesto.

El número de puntos de sangrado asciende a un total de **tres**, que pasarán a denominarse: punto de sangrado superior, medio e inferior, respectivamente. Al igual que en el diseño original, los puntos superior e inferior de los extremos constarán de **dos** vasos, uno superficial y uno profundo, que podrán simular tanto sangrados arteriales como venosos. Por lo tanto, en estos casos se mantienen los **cuatro** escenarios hemorrágicos recreados en el prototipo precedente, tratándose de los mismos vasos sanguíneos desde el punto de vista anatómico (arteria femoral superficial y profunda, vena femoral y vena safena magna), pero con lesiones a diferentes alturas del miembro. En el punto de sangrado medio, se incluirá un único vaso superficial para simular la arteria femoral superficial y la vena safena magna ya que no existe ningún orificio en el centro de la pierna por el cual sacar un vaso profundo cuyo sangrado sea visible por el usuario. Así, este diseño exige de **cinco** bombas de agua y tubos de conducción, junto con **dos** etapas de potencia al abergar cada una un máximo de cuatro bombas.

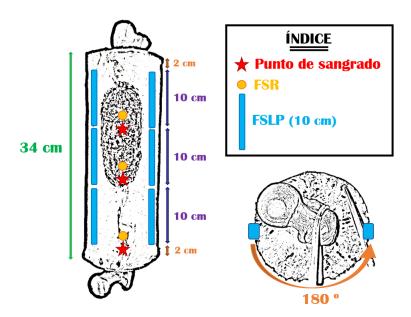


Figura 3.12: Sensorización y puntos de sangrado del diseño avanzado del simulador

Cada punto de sangrado requiere de un FSR adyacente a la ubicación donde se simula la lesión para poder medir la presión ejercida directamente sobre la herida de forma manual. Así, se requieren **tres** sensores de esta tipología. Por último, para habilitar la detención del sangrado mediante un torniquete, se deben incorporar los sensores FSLP. Se dispondrán de forma que uno de sus extremos se encuentre a la misma altura que la herida y el otro a 10 cm por encima de ella, pudiendo así detectar si la posición del torniquete es correcta y, solo en ese caso, interrumpir la acción de la bomba. En cada punto de sangrado se colocaran dos de estos sensores enfrentados 180º entre sí, como se puede visualizar en la vista transversal de la Figura 3.12, facilitando una medida más precisa y fiable de la presión ejercida por el torniquete, al muestrearse en más de punto a lo largo de la circumferencia del mismo. Además, con esta configuración se consigue garantizar que la presión ejercida manualmente sobre la herida no se confundirá con la aplicada por un torniquete. De esta manera, se precisa de **seis** sensores FSLP en total.

3.2.3. Diseño electrónico

La Figura 3.13 muestra un esquema del ensamblaje obtenido al unir el microcontrolador con todos los componentes mencionados, obteniendo así un circuito completo capaz de llevar a cabo todas las funcionalidades deseadas. Cabe notar que se trata de una representación meramente conceptual ya que los elementos ofrecidos por el software de diseño empleado no son exactamente iguales a los utilizados en el circuito real y que, para la comodidad del lector, se han distribuido los sensores y las bombas por punto de sangrado.

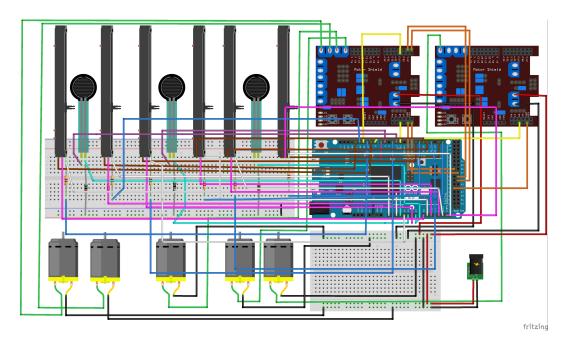


Figura 3.13: Circuito electrónico completo del diseño avanzado del simulador

En cuanto a los sensores FSR, la principal diferencia desde el punto de vista electrónico con respecto al diseño anterior (Figura 3.2) es la fuente de alimentación empleada para el divisor de tensión. Analizando la información recogida durante las pruebas de validación previas, se percibió un nivel elevado de ruido en los datos proporcionados por estos mismos sensores. El uso en el circuito previo de una fuente de tensión de 5 V constante, además de impedir la lectura de los voltajes superiores a 3,3 V al exceder estos el rango superior del margen de entrada de la placa y, por tanto, ocasionar la pérdida de un rango de medidas de fuerza, según [96] también podría ser responsable del ruido en las medidas debido a la acumulación de cargas residuales. Por consiguiente, en el nuevo diseño se utiliza como fuente un pin digital de la placa configurado como salida de manera que, durante la toma de cada medida se mantiene a 3,3 V y, posteriormente, se puede imponer una tensión nula para limpiar el sensor de cargas.

En lo referente a los sensores FSLP, constan de tres salidas: V_1 , V_2 y V_{wiper} , tal y como se puede observar en la Figura 3.14. El sensor se compone de dos capas, una resistiva, cuya resistencia total es la suma de R_1 y R_2 , y una conductiva, siendo R_w la resistencia entre ambas cuando el sensor es sometido a una fuerza. La tensión en el extremo V_{wiper} debe conducirse a un pin digital del microcontrolador, V_{ref_neg} , a través de una resistencia de 4.6 k Ω [97]. Este pin siempre actuará como tierra en los montajes empleados para determinar la fuerza ejercida y su posición, siendo, por lo tanto, su principal función la de drenar cargas del resto de los terminales. Consecuentemente, cada sensor FSLP ocupa cuatro pines de la placa, uno para cada una de las salidas y V_{ref_neg} , de los cuales dos son analógicos. De ahí la necesidad de utilizar una tarjeta ADC externa ya que la placa únicamente dispone de **doce** pines ADC y el uso de seis sensores FSLP y tres FSR supone un total de **quince** pines.

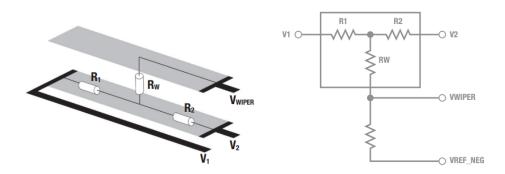


Figura 3.14: Estructura electrónica interna del FSLP [96]

Los valores de R_1 y R_2 dependen de la localización de la fuerza aplicada de forma que, para medir la posición, los pines del microcontrolador se configuran para imponer una tensión de 3,3 V en V_1 y de 0 V en V_2 . Tras esperar un tiempo razonable para que las distintas estructuras alcancen un equilibrio pseudoestable, se toma la medida analógica del voltaje en V_{wiper} [97]. Así, se ha conseguido crear un divisor de tensión entre las dos resistencias cuyos valores dependen de la posición de la fuerza, de manera que la tensión que suministra es directamente proporcional a la localización de la fuerza aplicada. Esto permite determinar la posición de cualquier fuerza que se aplique sobre estos sensores.

En segundo lugar, para el cálculo de la magnitud de la fuerza ejercida, se emplea la resistencia interna R_w cuyo valor disminuye según aumenta la presión suministrada sobre la superficie del sensor, es decir, es inversamente proporcional a la fuerza ejercida [97]. El problema que presentan estos sensores es que no es posible medir el valor de R_w independientemente de R_1 y/o R_2 , cuyas magnitudes varían según la posición de la fuerza y, por lo tanto, la misma fuerza dará valores diferentes en función de dónde se realice [96].

Para llevar a cabo la medida, se impone de nuevo la máxima tensión de 3,3 V que son capaces de emitir los pines digitales de la placa en V_1 y se mantiene V_{ref_neg} como tierra. Se vuelve a tomar una lectura analógica del voltaje en V_{wiper} , en este caso para obtener una tensión proporcional a R_w y, por tanto, también a la magnitud de la fuerza ejercida. En cambio, en esta ocasión se toma una segunda lectura de tensión, del voltaje en V_2 , cuyo valor depende en cierta medida de la posición de la fuerza. Así, se consigue reducir la influencia de la posición sobre la fuerza medida, calculándola con ambos valores según la Ecuación 3.1, donde A_+ es el valor analógico asociado a V_2 y A_- el correspondiente a V_{wiper} .

$$F = \frac{A_{-}}{(A_{+} - A_{-})} \tag{3.1}$$

Debido a las escasas indicaciones del fabricante, se tuvo que efectuar un proceso de calibración con un dinamómetro, instrumento para la medida de fuerzas, en el cual se confirmaron las sospechas de que este método proporcionaba la fuerza en *Newtons* [98].

Obtenida la fuerza, la presión se extrae a partir de la relación $P(Pa) = F(N)/A(m^2)$, siendo éste el parámetro de interés ya que los umbrales contra los cuales se contrastará la fuerza ejercida por el usuario para decidir si se interrumpe el sangrado están expresados en unidades de presión (Tabla 3.1). Por lo tanto, la única incógnita restante es el área sobre la cual se ejerce la presión. Teniendo en cuenta las secciones del FSLP y del ejemplar de torniquete considerado, el área encerrada al solaparse es aproximadamente de 8 cm^2 . Una vez calculada la presión en Pa, simplemente se multiplica el resultado por un factor de corrección de 0,0075 (mm Hg)/Pa para convertirlo a las unidades deseadas [99].

En último lugar, cabe mencionar el funcionamiento de las etapas de potencia y de las bombas. Las etapas de potencia constan de una fuente de alimentación distinta a la del resto de los componentes del circuito, excitándose mediante una conexión directa a la red eléctrica a través de un transformador programado para proporcionar 12 V. Esto, unido con el amplificador lineal que tienen integrado, permite suministrar a las bombas una tensión de amplitud seleccionable, que en este caso se capará en 6 V, límite superior de las bombas adquiridas. Cada etapa consta de cuatro puertos, cada uno de los cuales está acoplado a un canal PWM del microcontrolador que ha sido previamente habilitado y configurado. Al ser las bombas motores unipolares, basta con conectar uno de sus terminales al canal de la etapa que va a regular su tensión de alimentación; el otro extremo se une a una tierra común a todas las bombas y a las dos etapas.

3.2.4. Funcionalidades

El microcontrolador está programado para permanecer inactivo mientras no reciba información por el puerto serie. Cuando el usuario elige el escenario de sangrado que quiere simular, se envía a la placa un número entero de 10 bits, es decir, entre 0 y 1023. Los cinco primeros bits, desde la posición 0 hasta la 4, indican las bombas que es necesario activar, siendo un 1 indicativo de activación y 0 de inactivación, y los cinco últimos señalan si el escenario de sangrado de una bomba activada es arterial (1) o venoso (0). La Figura 3.15 muestra un esquema con un ejemplo.

Por lo tanto, al detectar la llegada de un dato, se descompone en bits para averiguar que bombas se deben activar y, en caso afirmativo, si de forma pulsátil o continua. Así, se consigue el despliegue de **múltiples** escenarios de sangrado **simultáneos**, pudiendo emularse, por ejemplo, un sangrado arterial proximal superficial y un sangrado venoso distal profundo al mismo tiempo. No existe límite en cuanto al número de escenarios simultáneos, siendo las únicas restricciones el número de bombas y que una misma bomba no puede simular una arteria y una vena a la vez.

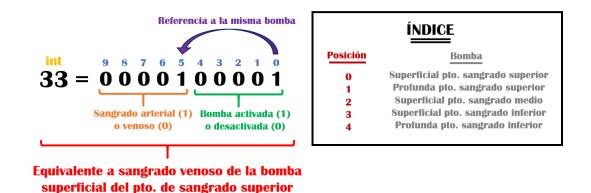


Figura 3.15: Procedimiento para la simulación de escenarios de sangrado simultáneos

Una vez procesada la entrada, se ejecutan los escenarios correspondientes hasta recibirse un carácter cualquiera por el puerto de comunicación, indicativo del fin de la simulación. Mientras tanto, para cada escenario individual ordenado, el microcontrolador encuentra y activa los sensores, de torniquete y de presión manual, correspondientes a dicha bomba y mide la presión en ambos. La medida obtenida se mapea al rango de tensiones que admite la bomba teniendo en cuenta el umbral del escenario asociado, de forma que, una presión de 0 mm Hg resulta en la alimentación del voltaje máximo a la bomba activada y una presión igual o superior al umbral pertinente equivale a una tensión de 0 V. Con este procedimiento se consigue un flujo inversamente proporcional a la presión aplicada. Además, al definirse un voltaje máximo diferente para arterias, de 6 V, y para venas, de 1,5 V, se logra un sangrado de mayor potencia para las primeras y un sangrado "en túnica" para las segundas.

Por defecto, el valor empleado para el mapeado de la presión a voltaje es el medido por el FSR ya que se asume que siempre que sea posible, la hemorragia se cortará manualmente. Solo cuando la presiones detectadas en los dos FSLP correspondientes a la bomba accionada no sean nulas y cuando las posiciones medidas en ambos sensores se encuentren entre 5 y 10 cm por encima de la herida, se considerará el **torniquete** como la técnica de control empleada. En ese caso, se tomará la media de dichas presiones como valor de referencia para el mapeado y quedará registrada la media de dichas posiciones como la distancia entre el torniquete y la herida. Precisamente, este último dato, junto con: el instante de tiempo, la presión medida, el umbral del escenario simulado, la presencia o ausencia de torniquete y la bomba activada a la cual pertenecen estos **resultados**, se imprimen constantemente por puerto serie para ser posteriormente almacenados.

Capítulo 4

Interfaz Gráfica

Uno de los objetivos propuestos es el de facilitar la interacción del usuario con el simulador de forma que sea este último quien se adapte a los deseos y necesidades del primero y no al revés. Esto exige ocultar la complejidad en el funcionamiento del dispositivo para que sea sencillo, intuitivo y accesible a todos los públicos. Con este fin, surge el planteamiento y desarrollo de una interfaz gráfica como mediador entre el usuario y el microcontrolador.

4.1. Material hardware

La interfaz se desplegará en una placa $Raspberry\ Pi$, miniordenador de tamaño y coste reducidos con varios puertos que permiten su conexión a otros dispositivos como ratones y pantallas [100]. En este proyecto se ha empleado el modelo B+ de la tercera generación, expuesto en la Figura 4.1 (a), que consta de un procesador de 1.4 GHz, WiFi, Bluetooth, conexión Ethernet, HDMI y cuatro puertos USB [101]. Además, se requiere de una tarjeta de memoria (Figura 4.1 (b)) donde cargar la imagen del sistema operativo de la placa, en este caso $Raspberry\ Pi\ OS\ (32-bit)$, basado en Linux [101, 102].

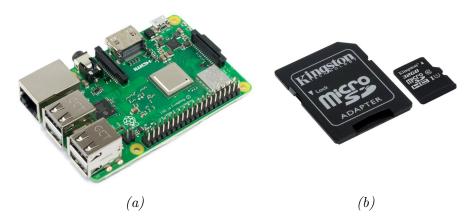


Figura 4.1: Componentes físicos de la interfaz. (a) Raspberry Pi 3 Modelo B+ (b) Tarjeta $micro\ SD\ 32\ GB$

[103, 102]

El microordenador se ha configurado como servidor web mediante un sistema LAMP para así alojar las páginas de la interfaz gráfica. Este acrónimo hace referencia a un paquete de software formado por: un sistema operativo Linux, un servidor web Apache, una base de datos MySQL y el lenguaje de scripts PHP [104]. La única diferencia entre el modelo implementado y este estándar reside en el sistema de gestión de la base de datos, MariaDB en lugar de MySQL, debido a las mejoras que aporta el primero sobre el segundo [105]. Además, se ha incluido la herramienta de código abierto phpMyAdmin para permitir el manejo de la base de datos a través de la web y así facilitar su administración por parte de los futuros usuarios que hagan uso del simulador [106]. Por último, se emplea el lenguaje de programación Python para tratar la comunicación entre el microcontrolador, los diferentes scripts de la interfaz y la base de datos.

Existen dos alternativas para acceder a la interfaz. La primera de ellas consiste simplemente en conectar un monitor, un teclado y un ratón al microordenador para poder acceder localmente al puerto 80 del equipo, donde el servidor *Apache* escucha y atiende las solicitudes, a través del navegador [107]. Alternativamente, para acceder de forma remota es necesario que la placa *Raspberry* esté conectada a la red local, ya sea a través del terminal Ethernet o WiFi. En ese caso, se debe efectuar un rastreo de la red para determinar la dirección IP asignada a la placa e ingresarla en el navegador del dispositivo.

4.2. Diseño de la interfaz gráfica

4.2.1. Bienvenida

Al ingresar en la interfaz, el usuario es dirigido automáticamente a la página de inicio: *index.html*. Al tratarse de un página estátitica, a diferencia de las demás que se explicarán posteriormente, en este caso el fichero es de extensión *html*. La Figura 4.2 muestra la vista inicial.

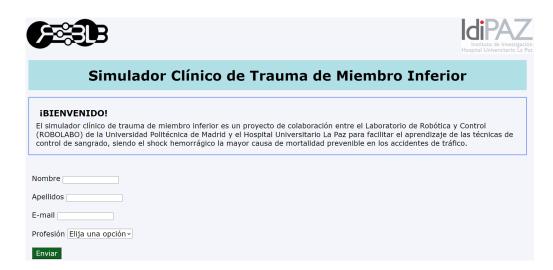


Figura 4.2: Página de inicio: index.html

Como se puede observar, se trata de una página de bienvenida en la que se proporciona al usuario una breve introducción sobre el proyecto, incluyendo los agentes colaboradores, objetivos y motivación, ya que fue el primer paso llevado a cabo en las pruebas de validación anteriores para poner en contexto a los sujetos. A continuación, se pide al usuario que ingrese sus datos: nombre, apellidos, correo electrónico y profesión. Este último parámetro se elige a través de una lista desplegable con dos opciones: médico y estudiante. Al pulsar sobre el botón "Enviar", se redirige el navegador a la página eleccionEscenario.php y se envía la información introducida mediante el método "POST".

4.2.2. Elección del escenario de sangrado

El fichero correspondiente a esta página, eleccionEscenario, ya es de extensión php al requerise la presencia de un ejecutable que efectúe una serie de acciones. La primera de ellas es segregar los datos recibidos de index.html en el "POST" y asegurar que todos los parámetros inscritos son válidos; en caso contrario, emite un mensaje de error y pide al usuario que vuelva a rellenar los campos. Si son correctos, se procede a establecer una conexión con la base de datos y, si este procedimiento es exitoso, se crea una nueva instancia en ella, introduciendo los parámetros introducidos en los campos correspondientes.

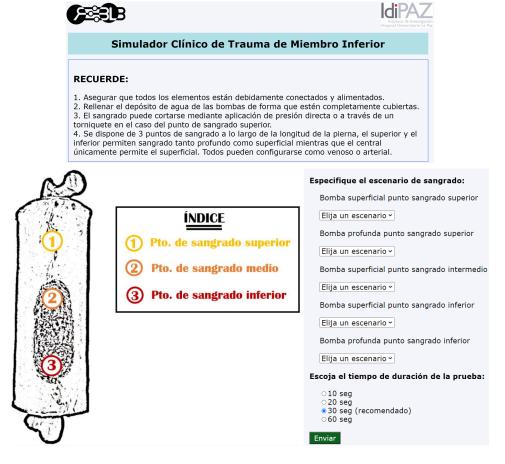


Figura 4.3: Página de elección del escenario de sangrado: eleccionEscenario.php

Además de esta primera sección de código *php*, el archivo consta de un documento *html* cuya interpretación da lugar a la vistas ilustradas en la Figura 4.3. En la parte superior se recoge una lista de recomendaciones y de aclaraciones para asegurar el funcionamiento correcto del simulador. En la zona inferior, el usuario dispone de cinco listas desplegables para seleccionar el escenario de sangrado deseado en cada una de las bombas de entre las dos posibles opciones: sangrado arterial o venoso. Si se mantiene la opción mostrada por defecto (*"Elija un escenario"*), la bomba no se activa. Se adjunta una imagen adyacente, tal y como se puede ver en la Figura 4.3, para aclarar visualmente a qué bomba hace referencia cada lista desplegable.

Finalmente, se ofrece la posibilidad de escoger la duración de la prueba de entre cuatro valores predefinidos expuestos en una lista de botones, considerándose un tiempo máximo de un minuto. Por defecto y mientras el usuario no seleccione otra alternativa, se activa la opción recomendada de 30 segundos. De nuevo, al pinchar sobre el botón "Enviar", la información ingresada se manda mediante un "POST" a otra página, en este caso enviarSimulacion.php, donde será procesada.

4.2.3. Ejecución de la simulación y resultados

Al recibirse la información proviniente de la página anterior, el intérprete del fichero enviarSimulacion.php la desglosa, obteniendo la opción seleccionada para cada una de las bombas. Tras comprobar si el escenario es válido, es decir, si al menos una bomba es activada, se ejecuta una llamada al código Arduino.py a través del intérprete de comandos de Linux incluyendo como parámetros el escenario elegido para cada bomba y la duración de la prueba. En caso contrario, se pide al usuario que retroceda e introduzca un escenario válido.

El código *Python* lee los parámetros recibidos y, a partir de los escenarios escogidos para cada una de las bombas, compone el número entero de 10 bits mencionado en la Sección 3.2.4 para enviar al microcontrolador. Posteriormente, crea una conexión con la placa *Arduino*, que se encuentra unida a la *Raspberry* en uno de sus puertos USB, y limpia los *buffers* de salida y de entrada mediante el uso de la librería *serial*. Además, establece otra conexión con la base de datos a través de *mysql.connector*. En ese instante, envía al microcontrolador el número calculado y, mientras haya datos en el puerto serie, los descodifica y los almacena en un fichero de texto cuyo nombre contiene el identificador unívoco de la última instancia de la base de datos y que se encuentra en una carpeta llamada "resultados", ubicada en el mismo directorio que los ficheros web (/var/www/html/).

Al mismo tiempo que se escriben en el fichero, los datos se procesan en tiempo real, clasificándose según el punto de sangrado al cual están asociados y quedando archivados los tiempos, presiones, umbrales de presión, técnicas de control del sangrado y distancias del torniquete a la herida en sus variables correspondientes. Transcurrido el tiempo previamente seleccionado por el usuario, se le escribe un carácter cualquiera al microcontrolador, por ejemplo 'p', para indicar el fin de la simulación.

La siguiente etapa consiste en la determinación de las variables que se muestran al finalizar la simulación y que pueden verse en la Figura 4.4. En primer lugar, se comprueba si la presión, en cualquier instante de tiempo, supera el umbral del escenario recreado para determinar si se ha controlado el sangrado. Posteriormente, se calculan la media de la presión ejercida y el tiempo durante el cual se ha mantenido aplicada. Dado que el vaso superficial y el profundo de un mismo punto de sangrado comparten los mismos sensores, estas variables se calculan para cada punto en lugar de para cada vaso lesionado. Para ello, se utilizan únicamente los valores de presión registrados que superen un determinado umbral, en este caso fijado en 20 mm Hg, para evitar la intervención de los valores nulos o el ruido en el cálculo de la media. El tiempo de presión se obtiene sumando las diferencias entre los instantes de tiempo asociados a valores de presión consecutivos que superen el umbral de ruido, siempre y cuando esa diferencia sea menor que 0,2 s para evitar que los parones prolongados en la presión aplicada sean contabilizados.

También queda registrada la técnica de control del sangrado empleada en cada escenario. Por defecto, y hasta que los datos enviados por el microcontrolador demuestren lo contrario, esta variable toma el valor de "Presión Manual". Basta con recibirse un dato indicativo de la presencia de torniquete en un solo instante de tiempo para que esta variable se sobreescriba y adquiera el valor permanente de "Torniquete". Además, se calcula la media de las distancias medidas entre el torniquete y la herida; en caso de cortarse la hemorragia por presión manual, este valor será nulo. Por último, se representan gráficamente con matplotlib la presión medida y el umbral del escenario asociado frente al tiempo para cada punto de sangrado de forma individual, quedando almacenada cada gráfica en la carpeta "resultados" como una imagen .jpg nombrada con el mismo identificador que el fichero de texto. Así, si se recrean múltiples escenarios de sangrado simultáneos, se obtiene una gráfica por cada punto de sangrado, hasta un máximo de tres.

Una vez calculados todos los resultados, se realiza una consulta de actualización de la base de datos en la cual se introducen las variables obtenidas en sus campos correspondientes de la última instancia almacenda. Estos son: la presión media, el tiempo de presión, el control de la hemorragia (sí o no), la técnica empleada, el nombre y la distancia media del torniquete para cada escenario. Además, se añaden la duración de la prueba y el número de gráficas creadas.

El intérprete php permanece a la espera hasta que termina la ejecución del código Arduino.py de forma que, durante el transcurso de la prueba, el navegador mantiene la vista de la página anterior (eleccionEscenario.php). En cuanto acaba la secuencia explicada, se establece una conexión con la base de datos y se despliega el documento html perteneciente a la página actual, mostrando la perspectiva expuesta en la Figura 4.4.

En la sección superior se expone un recuadro bajo el nombre de *Resultados* que muestra los valores almacenados de todos los campos de la última instancia de la



Figura 4.4: Página de exposición de los resultados: enviarSimulacion.php

base de datos. Son el resultado de la composición de la información ingresada por el usuario en las dos páginas anteriores y de las variables calculadas por *Arduino.py*. La única excepción es el parámetro de "número de expediente", el cual se obtiene del identificador que concede el gestor de la base de datos a cada nueva entrada; se trata de un número entero que la identifica de forma unívoca al haberse configurado como autoincremental.

En la parte inferior, se muestra la representación gráfica de la presión ejercida. Dependiendo del número de gráficas asociadas a la simulación, cifra disponible en la base de datos, se adjunta un número variable de entre una y tres gráficas, una por punto de sangrado, como se puede observar en la Figura 4.5. Además, si se simula más de un escenario en el mismo punto, uno superficial y uno profundo, ambos umbrales quedan trazados en la gráfica con distintos colores. La representación de las variables resultado también se ve alterada, móstrandose el valor que toma cada campo en cada escenario por orden descendente de punto de sangrado, del superior (1) al inferior (3), y, en un mismo punto, por orden ascendente en profundidad, es decir, en primer lugar los superficiales. El botón inferior de reinicio permite retornar a la página inicial para comenzar una nueva simulación.

Por último, cabe destacar el uso del lenguaje de diseño gráfico *CSS* para mantener una estética uniforme a lo largo de toda la experiencia gráfica, incluyendo los logotipos de los agentes colaboradores, el título, los colores de fondo, los recuadros, los márgenes, el estilo de los botones y el tipo y tamaño de letra.

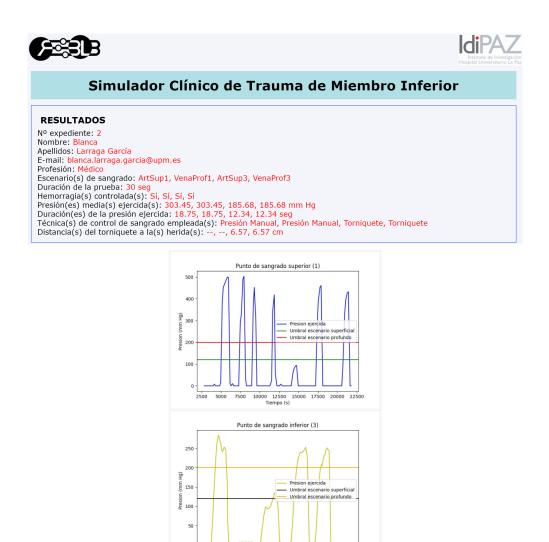


Figura 4.5: Exposición dinámica de resultados según el número de escenarios

4.3. Funcionalidades

Por una parte, las funciones que añade esta interfaz al simulador son las relacionadas con la **facilidad de la interacción**. Simplifica la elección del escenario de sangrado, proporcionando a su vez total libertad de personalización en la creación de los casos clínicos y, además, posibilitando la selección de la duración de la simulación.

Por otro lado, ofrece una **realimentación** al usuario sobre su rendimiento, calculando y suministrando una serie de parámetros de relevancia clínica, acompañados de una representación visual, de especial importancia dada la indudable relación existente entre la percepción visual y el aprendizaje [108]. Además, permite el **almacenamiento** de toda la información recogida en una base de datos robusta, de forma que se puede utilizar para evaluar y realizar un seguimiento de los progresos de un alumno durante un determinado periodo de tiempo.

Capítulo 5

Validación Clínica y Resultados

Se llevó a cabo un estudio piloto en el HULP para validar las mejoras realizadas sobre el simulador en un entorno clínico. Tuvieron lugar entre el 8 y el 9 de junio de 2021, realizándose un total de 12 simulaciones, 10 correspondientes a estudiantes del grado en Medicina de diferentes cursos y 2 a médicos residentes; todos participaron de forma voluntaria.

5.1. Procedimiento

La prueba comenzaba con una breve introducción de 5 minutos en la cual se enseñaba el simulador a los participantes, explicando la motivación del simulador de trauma hemorrágico, las diferentes estructuras anatómicas imitadas, los vasos incluidos en los que se reproduce el sangrado y los tipos de escenarios hemorrágicos considerados.

A continuación, se procedía a la simulación de las hemorragias. Se estableció una secuencia estándar para someter a todos los participantes al mismo ensayo. Esta consistía en la simulación de los **cuatro** escenarios de sangrado dados por la combinación de la naturaleza, arteria o vena, y la profundidad, vaso superficial o profundo. La duración de cada escenario se fijó en 30 segundos y se llevaron a cabo de forma consecutiva con un tiempo máximo de un minuto de descanso entre ellos. Así, los cuatro escenarios de sangrado, en orden de realización, fueron: vena superficial, arteria superficial, vena profunda y arteria profunda.

Los umbrales de presión empleados fueron los descritos en la Tabla 3.1. En estos primeros cuatro escenarios, los participantes recibieron la indicación de cortar el sangrado empleando la técnica de presión manual directa sobre la herida. Se diseñó un quinto escenario específico para la práctica del torniquete. Al comienzo de la prueba, los participantes debían colocar el torniquete en la posición que consideraran adecuada y proceder a controlar la hemorragia. De nuevo, con el objetivo de mantener la uniformidad entre ensayos, se escogió el sangrado venoso profundo como tipo de hemorragia para el escenario del torniquete. Cabe destacar que, antes de realizar este último escenario, fue necesario explicar el funcionamiento del torniquete a todos los estudiantes.

En última instancia, se pedía a los sujetos que rellenaran un cuestionario diseñado para evaluar la usabilidad del simulador. Las 11 preguntas incluidas, elaboradas de acuerdo con las directivas del comité ético y aprobadas por el personal sanitario del IdiPAZ, se recogen en la Tabla 5.1. Como se puede observar, abordan la percepción del simulador como herramienta pedagógica y de los cambios realizados respecto al diseño anterior. Se trata de una lista de preguntas de respuesta cerrada, utilizando una escala de 7 puntos de tipo Likert que varían desde completamente de acuerdo hasta completamente en desacuerdo [109]. Adicionalmente, se habilitó un espacio en blanco al final del documento para la redacción de comentarios en caso de estimarse oportunos.

Preguntas

- P1. ¿Consideras que esta herramienta es útil como método de entrenamiento?
- P2. ¿Crees que el simulador motiva el aprendizaje?
- P3. ¿Cómo calificarías tu experiencia con el simulador?
- P4. ¿Crees que esta herramienta ayuda al razonamiento crítico y a la toma de decisiones?
- P5. ¿Consideras que la mejora introducida de variar el flujo sanguíneo en función de la presión aplicada es útil?
- P6. ¿Es realista la presión que hay que aplicar para cortar la hemorragia?
- P7. ¿Consideras que el uso del torniquete se ha implementado correctamente, teniendo en cuenta la distancia a la herida?
- P8. ¿Son realistas los diferentes escenarios de sangrado simulados y la posibilidad de realizar cualquier combinación posible de ellos en los diferentes puntos de sangrado a lo largo de la pierna?
- P9. ¿Crees que ha sido positiva la inclusión de múltiples puntos de sangrado?
- P10. ¿Piensas que la interfaz gráfica desarrollada facilita y realza la simulación?
- P11. En general, estoy satisfecho con la herramienta

Tabla 5.1: Preguntas del cuestionario de usabilidad

5.2. Resultados

El objetivo de este análisis es la validación del simulador, confirmando que su funcionamiento, incluyendo el de todas las funcionalidades incorporadas, es correcto y que ya puede usarse satisfactoriamente como herramienta pedagógica. Una segunda finalidad sería la de contrastar la respuesta de los diferentes perfiles en busca de posibles diferencias. Sin embargo, para ello sería necesario contar con el mismo número de muestras en ambos grupos, de médicos y estudiantes, lo cual no ha sido posible llevar a cabo en el HULP por problemas de agenda y se realizará en septiembre. Por lo tanto, cabe destacar que los resultados correspondientes a los médicos son tentativos y las comparaciones entre ambos perfiles meramente informativas.

5.2.1. Manejo de la hemorragia

Todos los participantes consiguieron controlar el sangrado excepto en dos casos, ambos correspondientes a estudiantes y a escenarios de sangrado arterial profundo, cuyo umbral de presión es el mayor de los cuatro y, por tanto, el más difícil de alcanzar. A continuación, se muestran los resultados obtenidos al analizar, mediante la estructura de datos *DataFrame* de *Python*, las presiones medias ejercidas en cada escenario según la profesión.

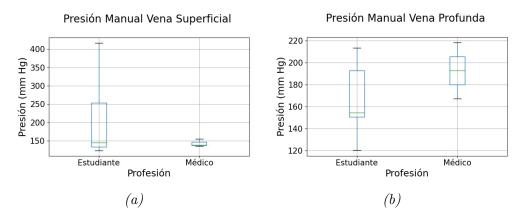


Figura 5.1: Presión media ejercida por médicos y estudiantes en sangrados venosos del miembro inferior. (a) Vena superficial (safena magna) (b) Vena profunda (femoral)

En el caso del sangrado venoso superficial (Figura 5.1 (a)), la mediana de ambos grupos es similar y se ubica en torno a 140 mm Hg, presión bastante superior al umbral implementado de 35 mm Hg. Las presiones aplicadas por los estudiantes presentan una gran variabilidad, extendiéndose aproximadamente desde 130 hasta 420 mm Hg, valores excesivamente elevados en relación con la naturaleza del sangrado. Esto sugiere que no existe un razonamiento claro y consensuado por su parte a la hora de decidir la presión suministrada y que no tienen en cuenta el tipo de sangrado en cuestión. Además, podría inferirse que los médicos tienden a adherirse mejor al concepto de administrar la presión mínima suficiente como para interrumpir la hemorragia, minimizando las posibles complicaciones isquémicas, mientras que los estudiantes continúan aumentando la presión aún después de haber cesado el sangrado.

En cuanto a la vena profunda (Figura 5.1 (b)), se puede apreciar como los médicos han sabido responder adecuadamente al incremento de profundidad, aumentando significativamente, de 139 a 193 mm Hg, la mediana de las presiones administradas. En cambio, la mediana de los estudiantes permanece prácticamente igual, pasando de 142 a 154 mm Hg, e incluso disminuye el rango superior con respecto al caso anterior. Esto sugiere que la capacidad de relacionar la profundidad del vaso con la presión que es necesario ejercer para su oclusión no presenta el mismo grado de difusión entre estudiantes. De nuevo, la variabilidad es menor en los médicos, demostrando menores discrepancias entre las actuaciones de los profesionales de mayor experiencia.

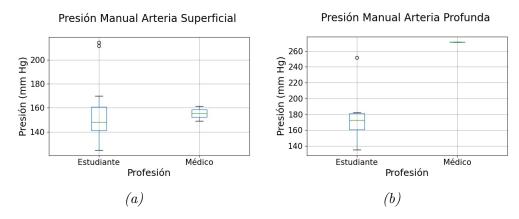


Figura 5.2: Presión media ejercida por médicos y estudiantes en sangrados arteriales del miembro inferior. (a) Arteria femoral superficial (b) Arteria femoral profunda

Con respecto a los escenarios arteriales, se puede percibir de nuevo una menor diferencia entre las medianas de las presiones aplicadas por estudiantes en el escenario superficial y en el profundo que en los médicos, como se puede observar en la Figura 5.2. Esto confirma la idea de que los estudiantes no presentan la misma destreza que los médicos en cuanto a regular y adaptar la presión suministrada al tipo de sangrado. Además, en estos diagramas se empieza a constatar la presencia de valores atípicos aislados en los resultados pertenecientes a los estudiantes, lo cual vuelve a indicar una gran variabilidad en la ejecución de dichos participantes.

Concretamente, en el caso de la arteria superficial (Figura 5.2 (a)), la diferencia entre las medianas de médicos y estudiantes es pequeña, tomando unos valores de 148 y 155 mm Hg respectivamente, ambos superiores, pero relativamente próximos, al umbral establecido de 120 mm Hg. Los datos más llamativos son los asociados al sangrado arterial profundo (Figura 5.2 (b)), quedando la mediana de las presiones ejercitadas por los estudiantes, de 173 mm Hg, muy por debajo del umbral implantado de 200 mm Hg. En parte se ve explicado por qué 2 de los 10 estudiantes no pudieron controlar la hemorragia. Sin embargo, también se puede inferir que, aunque los estudiantes hayan conseguido cortar puntualmente el sangrado, no lo han logrado de una forma igual de estable y mantenida que los médicos.

Globalmente, se puede decir que el desempeño en los escenarios superficiales, tanto en el arterial como en el venoso, presenta una menor dependencia respecto de la formación y de la experiencia del practicante que los profundos, al ser las diferencias entre médicos y estudiantes menores en estos escenarios. Sin embargo, esta conclusión no es definitiva y queda pendiente de confirmarse en el análisis exhaustivo programado para septiembre.

También cabe notar que, tanto en médicos como en estudiantes, la presión ejercida en arterias es mayor que la ejercida en las venas de la misma profundidad. Además, se puede apreciar que en ambos casos profundos, la mediana de la presión aplicada por estudiantes es más próxima al umbral y la de los médicos relativamente superlativa,

lo cual se relaciona con que en estos casos, en los que el sangrado realmente no es visible desde el exterior, los residentes optan por excederse y asegurar la interrupción de la hemorragia, al ser ésta la prioridad y existir un riesgo bajo de causar mayores daños.

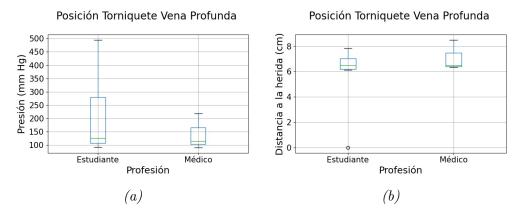


Figura 5.3: Información relacionada con el uso del torniquete en el sangrado venoso profundo. (a) Presión media ejercida (b) Distancia a la herida

Por último, se estudia el uso del torniquete por parte de ambos perfiles de participantes en la Figura 5.3, evaluando individualmente la presión aplicada y la localización de su posicionamiento con respecto a la lesión. La mediana de las presiones de ambos grupos es bastante similar, 114 y 126 mm Hg para médicos y estudiantes, respectivamente. Por lo tanto, la presión administrada por ambos es más próxima al umbral establecido, de 115 mm Hg, que al emplear la técnica de presión manual directa. Además, el rango de presiones es mayor en los estudiantes, lo cual concuerda con lo esperado ya que para la mayoría, ésta era la primera vez que utilizaban dicha herramienta.

Con respecto a la distancia entre el torniquete y la herida, los grupos vuelven a presentar unas similitudes claras, situándose ambas medianas exactamente en 6,5 cm. Se puede ver que uno de los estudiantes cometió uno de los errores más comunes en la utilización del torniquete, mencionado en la Sección 2.3.1, al colocarlo directamente sobre la herida. Además, se puede percibir cómo las posiciones establecidas por los médicos tienden hacia distancias más elevadas, es decir, más alejadas de la herida.

5.2.2. Cuestionario de usabilidad

Las medianas de las respuestas a cada pregunta del cuestionario se presentan en la Figura 5.4 y demuestran una gran aceptación de esta herramienta en el entorno clínico, adquiriendo la mayoría el valor máximo correspondiente a "completamente de acuerdo". En cualquier caso, como se puede observar, las respuestas nunca llegan a alcanzar el desacuerdo, siendo la respuesta mínima el valor asociado en la escala de Likert a "algo de acuerdo".

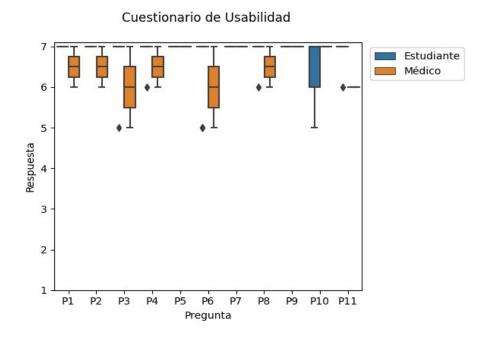


Figura 5.4: Respuestas de médicos y estudiantes al cuestionario de usabilidad

Los comentarios recibidos también reflejan bastante interés en el uso de esta herramienta para el aprendizaje, sobre todo por parte de los estudiantes. Estos reconocen que las hemorragias son situaciones de urgencia que asustan especialmente y, por tanto, valoran la oportunidad de poder entrenarse en la respuesta ante ellas previamente en un entorno seguro que permita practicar el protocolo, la toma de deciciones y mejorar la seguridad y la confianza en sí mismos. Además, confiensan sentirse intrigados por el uso del torniquete ya que se trata de una herramienta desconocida para ellos.

Las críticas más frecuentes se centraron en los umbrales de presión a ejercer para controlar la hemorragia que, según algunos participantes, eran demasiado elevados en ciertos escenarios. Precisamente, otra de las razones para seguir validando el simulador en septiembre es la obtención de una mayor realimentación al respecto para conseguir unos umbrales del mayor realismo posible que contribuyan a crear un simulador de máxima fidelidad y verosimilitud.

Capítulo 6

Conclusiones y Líneas Futuras

6.1. Conclusiones

Las encuestas demuestran que el público general presenta una escasez importante de conocimientos relacionados con el uso de kits de control de sangrado frente a otros utensilios y técnicas médicas, como los desfibriladores o la reanimación cardiopulmonar, que se encuentran mucho más divulgados [71]. En la mismas pruebas de validación de este proyecto se ha podido constatar que los estudiantes de medicina incluso de último curso no saben usar un torniquete. A lo largo de este Trabajo de Fin de Grado, se ha pretendido dar protagonismo a esta necesidad, tan desconocida para la gran mayoría, y subrayar la importancia de producir un cambio en esta tendencia, dada la considerable potencialidad de salvar vidas que esto podría conllevar.

Para ello, se propone una solución basada en el consolidado ámbito de la simulación clínica, cuyos resultados ya han demostrado ser efectivos en campañas relacionadas como "Stop the Bleed" [72]. El hecho de que la educación se vea ampliamente favorecida cuando se realiza a través de la práctica está consensuado entre los grandes investigadores de la psicología del aprendizaje [24]. Por lo tanto, la solución aquí planteada parece acertada y prueba de ello es que este proyecto haya sido publicado en Mayo 2021 [110].

Este Trabajo de Fin de Grado partía de un dispositivo preexistente, con una serie de carencias identificadas, y una lista de objetivos que se deseaban cumplir en el prototipo final. Teniendo en cuenta la extensión temporal con la que se contaba, se puede decir que los resultados obtenidos satisfacen considerablemente los objetivos planteados. A través de las funcionalidades añadidas, se ha conseguido una herramienta más **verosímil**, regulando el flujo del sangrado al tipo de vaso y a la presión ejercida; más **robusta**, impermeabilizando los sensores; más **interactiva** y **accesible**, proporcionando una interfaz que facilita la personalización de las pruebas, la orden del escenario y que provee de realimentación al usuario; más **pedagógica**, permitiendo el aprendizaje de más técnicas de sangrado y motivando al usuario con resultados visuales, como nos han confesado los estudiantes durante la validación clínica. En definitiva, han contribuido a crear una herramienta más **completa**.

6.2. Líneas futuras 50

Siendo plenamente conscientes de que estos solo han sido los primeros pasos en un proyecto en el que todavía quedan funcionalidades por ofrecer y desarrollar, a continuación se detallan los aspectos con los que se planea proseguir en el futuro a corto plazo.

6.2. Líneas futuras

En primer lugar, la acción futura más inmediata es la realización masiva de pruebas de validación adicionales en septiembre, al ser demasiado reducido el espacio muestral de la información recogida en junio como para poder extraer conclusiones fiables. Mientras tanto, se ultimarán una serie de detalles como, por ejemplo, el envasado al vacío de los sensores FSLP. Sin embargo, las mejoras importantes a introducir en el futuro son las siguientes:

- Sensorización: uno de los aspectos más incididos por los médicos durante la validación fue la necesidad de incluir algún tipo de mallado de sensores porque, en el caso de la técnica manual, si no se ejercía la presión en el punto concreto donde se encontraba el sensor FSR, no era detectada.
- **Tiempo**: uno de los factores más importantes en el control de la hemorragia, como se ha explicado, es el tiempo que hay que mantener la presión. Se debería tener en cuenta para que, tras presionar durante un determinado periodo de tiempo obtenido de la bibliografía, el sangrado se interrumpiera de forma indefinida, simulando la coagulación de la sangre que ocurriría en un escenario real.
- Otras técnicas: podría habilitarse la práctica de otras técnicas de control de sangrado como el empaquetamiento o incluso otras técnicas no mecánicas, como la administración de fármacos coagulantes a través de la interfaz.
- Vistas: actualmente, la interfaz está diseñada desde el punto de vista del evaluador ya que permite la elección del escenario, el almacenamiento de la información recogida y la presentación de los datos en estático. Sería interesante que, al ingresar en ella, se pudiera elegir otra vista para los alumnos en la que se ofrecieran los datos en tiempo real para que pudieran entrenar y regular la presión ejercida a los distintos umbrales de cada escenario.
- Sesiones: desde el punto de vista de la interfaz, también convendría crear cuentas para los usuarios y exigir el inicio de sesión al acceder a la interfaz para que todos los resultados correspondientes a un mismo sujeto queden almacenados unidos y de forma ordenada, facilitando el seguimiento de los alumnos.
- Evaluación: teniendo en cuenta que todos los datos registrados durante la prueba se encuentran disponibles en la base de datos, se podría implementar un sistema de evaluación automático que proporcionara una evaluación totalmente objetiva de la simulación considerando los umbrales de presión y el resto de parámetros del sangrado replicado.

Bibliografía

- [1] Real Academia Española (RAE). "traumatismo". Disponible en: https://dle.rae.es/traumatismo.
- [2] F.Cruz y J.C. Briones M.A. Díaz-de Leon, A. Basilio. Trauma, un problema de salud en méxico. México, Mexico: Academia Nacional de Medicina de México, 2016. Disponible en: https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/TRAUMA.pdf.
- [3] Alberdi F, García I, Atutxa L, and Zabarte M. Grupo de Trabajo de Trauma y Neurointensivismo de SEMICYUC. Epidemiología del trauma grave. *Med Intensiva*, 38(9):580–8, 2014.
- [4] Alonso-Algarabel M, Xavier Esteban-Sebastià, and Rafael Vila-Candel Azucena Santillán-García. Utilización del torniquete en la asistencia extrahospitalaria: revisión sistémica. *Emergencias*, 31(1):47–54, 2019.
- [5] Global Burden of Disease Study (GBD) Data Visualizations. Institute for Health Metrics and Evaluation (IHME), 2014. Disposible en: http://healthmetricsandevaluation.org/gbd/visualizations/regional.
- [6] C.J. Murray. Quantifying the burden of disease: the technical basis for disabilityadjusted life years. Bull World Health Organ, 72(3):429-445, 1994.
- [7] C.J. Murray, T. Vos, R. Lozano, M. Naghavi, A.D. Flaxman, C. Michaud, and et al. Disability- adjusted life years (dalys) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: A systematic analysis for the global burden of disease study 2010. Lancet, 380(9859):2197–2223, 2012.
- [8] OMS. Las 10 principales causas de defunción. Global Health Estimates, 2019. Disponible en: https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death.
- [9] Espinoza JM. Atención básica y avanzada del politraumatizado. *Acta Médica Peruana*, 28(2):105–111, 2011.
- [10] Eurostat. Causes of death statistics, 2017. Disponible en: https://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php?title=Causes_of_death_statistics#Main_findings.
- [11] Instituo Nacional de Estadística (INE). [Consultado 3 Feb 2014]. Disponible en: www.ine.es.

[12] Ezeibe C, McCarthy JC, Chaudhary MA, De Jager E, Herrera-Escobar J, Andriotti T, and et al. Hemorrage control in the prehospital setting: a scoping review protocol. *MBJ Open*, 9(7):e029051, 2019.

- [13] Centers for Disease Control and Prevention. Medical expenditures attributable to injuries—united states, 2000. MMWR Morb Mortal Wkly Rep, 53(1):1–4, 2004.
- [14] American College of Surgeons. The hartford consensus, 2013. Disponible en: https://www.facs.org/about-acs/hartford-consensus.
- [15] Callcut RA, Cotton BA, Muskat P, Fox EE, Wade CE, Holcomb JB, Schreiber MA, Rahbar MH, Cohen MJ, Knudson MM, Brasel KJ, Bulger EM, Del Junco DJ, Myers JG, Alarcon LH, and Robinson BR; PROMMTT Study Group. Defining when to initiate massive transfusion: a validation study of individual massive transfusion triggers in prommtt patients. J Trauma Acute Care Surg, 74(1):59–65, 67–8, 2013.
- [16] Lei R, Swartz MD, Harvin JA, Cotton BA, Holcomb JB, Wade CE, and et al. Stop the bleed training empowers learners to act to prevent unnecessary hemorrhagic death. The American Journal of Surgery, 217(2):368–372, 2018.
- [17] Kauvar DS and Wade CE. The epidemiology and modern management of traumatic hemorrhage: Us and international perspectives. *Critical Care*, 9(5):S1–9, 2005.
- [18] Jacobs LM, Burns KJ, Langer G, and Kiewiet de C. The hartford consensus iii: Implementation of bleeding control. *Journal of the American College of Surgeons*, 222(5):948–955, 2016.
- [19] Goolsby C, Jacobs L, Hunt RC, Goralnick E, Singletary EM, Levy MJ, Goodloe JM, Epstein JL, Strauss-Riggs K, Seitz SR, Krohmer JR, Nemeth I, Rowe DW, Bradley RN, Gestring ML, and Kirsh TD. Stop the bleed education consortium: Education program content and delivery recommendations. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 84(1):205–210, 2018.
- [20] Lee SK, Pardo M, Gaba D, Sowb Y, Dicker R, Straus EM, and et al. Trauma assessment training with a patient simulator: A prospective, randomized study. The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, 55(4):651—657, 2003.
- [21] Guevara O, Ruíz-Parra A, and Ángel Muller E. La simulación clínica y el aprendizaje virtual. tecnologías complementarias para la educación médica. clinical simulation and virtual learning. complementary technologies for medical education. *Rev. Fac. Med*, 57(1):67—79, 2009.
- [22] Baquero PJ, Cabarcas WF, and Bados DM. Simulación clínica: Una estrategia de aprendizaje y enseñanza en el pregrado. Educación Médica, 23(2):188—189, 2019.

[23] Gaba DM. The future vision of simulation in health care. Quality and Safety in Healthcare, 13(1):i2—i10, 2004.

- [24] Altamirano-Droguett JE. La simulación clínica: Un aporte para la enseñanza y aprendizaje en el área de obstetricia. Revista Electrónica Educare, 23(2):1–21, 2019.
- [25] Schaefer JJ. Simulators and difficult airway management skills. *Pediatric Anesthesia*, 14(1):28–37, 2004.
- [26] Shaun Snapp. What we can learn from the link flight trainer for simulation, 2011. Disponible en: https://www.brightworkresearch.com/what-we-can-learn-from-the-link-flight-trainer-for-simulation/.
- [27] McLaughlin SA, Doezema D, and Sklar DP. Human simulation in emergency medicine training: A model curriculum. *Academic Emergency Medicine*, 9(11):1310–1318, 2002.
- [28] Ziv A, Wolpe PR, Small SD, and Glick S. Simulation-based medical education. Academic Medicine, 78(8):783–788, 2003.
- [29] Narváez Μ. Centro de simulaciones médicas: implementación tecnológica aprendizaje Disponible el práctico. para en: http://www.cienciamx.com/index.php/ciencia/salud/2755-centro-desimulaciones-medicas-implementacion-tecnologica-para-el-aprendizaje-practico.
- [30] Maran NJ and Glavin RJ. Low- to high-fidelity simulation a continuum of medical education? *Medical Education*, 37(1):22–28, 2003.
- [31] Tintinalli JE, Stapczynski JS, Ma OJ, Cline DM, Meckler GD, and Cydulka RK. *Tintinalli. Medicina de urgencias*, 7e. McGraw Hill, Calle de Basauri, 17, 28023 Madrid, 2013. cap. 263. "Traumatismo penetrante de las extremidades".
- [32] OpenStax College. Anatomy & Physiology, volume 2. Openstax, Rice University, 6100 Main Street MS-380, Houston, Texas 77005, 2013. p. 737-738. Disponible en: https://textbookequity.org/Textbooks/anatomy+phys+vol2a.pdf.
- [33] Marieb E.N. and Hoehn K. *Human Anatomy and Physiology*, volume 7. Pearson Education, Florida, USA, 2007. ch. 17. "Blood", p. 737-738.
- [34] Lever MJ. Biomaterials, Artificial Organs and Tissue Engineering. Woodhead Publishing, 80 High Street, Sawston, Cambridge, CB22 3HJ, United Kingdom, 2005. ch. 9. "The cardiovascular system", p. 90-96.
- [35] Lakna. Difference between pulmonary and systemic circulation, 2017. Disponible en: https://pediaa.com/difference-between-pulmonary-and-systemic-circulation/.
- [36] Yuan JXJ, Morrell NW, Harikrishnan S, and Butrous G. Pulmonary circulation: A new venue for communicating your findings, ideas and perspectives. *Pulmonary Circulation*, 1(1):1–2, 2011.

[37] Magder S. The meaning of blood pressure. Critical Care, 22(1):257, 2018.

- [38] Texas Department of State Health Services. Understanding blood pressure; a handy guide to understanding what blood pressure is, how it affects you, and how to measure it at home, 2014. Disponible en: https://www.cosatx.us/home/showdocument?id=15883.
- [39] Assefa Ν and Tsige Human physiology, anatomy and lecture notes for nursing students, 2003. Disponible https://www.cartercenter.org/resources/pdfs/health/ephti/library/lecture_notes/ nursing_students/ln_human_anat_final.pdf.
- [40] Waxman MA. Using physics to investigate blood flow in arteries: A case study for premed students. *American Journal of Physics*, 78(9):970–973, 2010.
- [41] Advanced Frontline Care WelchAllyn (R). Blood pressure training. Disponible en: https://www.medisave.co.uk/media//documents/BP_workbook.pdf.
- [42] Dr. Guillermo Moñux Ducajú. Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA. Fundación BBVA, Palacio del Marqués de Salamanca, Paseo de Recoletos, 10, 28001 Madrid, 2009. cap. 61. . Enfermedades de las venas. Varices y trombosis venosa profunda", p. 537.
- [43] Malvehy M. "do i need the veins in my legs?". Disponible en: https://miamibeachvein.wordpress.com/2013/04/12/do-i-need-the-veins-in-my-legs/.
- [44] Drake RL, Vogl AW, and Mitchell AWM. *Gray. Anatomía para estudiantesa*. Elsevier, Paseo de la Castellana, 43, 28046 Madrid, 2010. cap. 6. .Extremidad inferior", p. 525-542.
- [45] Aguilar LC. Trastornos circulatorios de las extremidades inferiores (i).clasificación, epidemiología, fisiopatología, clínica y complicaciones. *Elsevier*, 22(9):94–104, 2003.
- [46] Torres F and Quintana A. Arterias de las extremidades inferiores. Disponible en: https://es.slideshare.net/fertl/arterias-pierna.
- [47] C.U. de Activadades Subactúaticas. Traumatismos. Disponible en: https://www.um.es/cuas/buceo/pdfPresentaciones/CPTABP11A.pdf.
- [48] Nickson C. Trauma mortality and the golden hour. Disponible en: https://litfl.com/trauma-mortality-and-the-golden-hour/.
- [49] Gómez Martínez V, Ayuso Baptista F, Jiménez Moral G, and Chacón Manzano M. Recomendaciones de buena práctica clínica: atención inicial al paciente politraumatizado. SEMERGEN Medicina de Familia, 34(7):354–363, 2008.
- [50] Revisión Crit Care. Trauma: Conceptos generales y fisiopatología. Disponible en: https://monkeyem.com/2017/12/31/trauma-conceptos-generales-y-fisiopatologia/.

[51] Morales Wong MM, Gómez Hernández MM, Ramos Godines A, and Llanes Mendoza OL. "la tríada de la muerte". acidosis, hipotermia y coagulopatías en pacientes con traumas. Revista Médica Electrónica, 29(1), 2007.

- [52] Favaloro E, Cervellin G, and Lippi G. Massive posttraumatic bleeding: Epidemiology, causes, clinical features, and therapeutic management. *Seminars in Thrombosis and Hemostasis*, 39(1):83–93, 2012.
- [53] Víctor Parra M. Shock hemorrágico. Revista Médica Clínica Las Condes, 22(3):255–264, 2011.
- [54] Society of Critical Care Medicine. Shock: Pathophysiology, classification and approach to management. Disponible en: https://www.slideshare.net/coolboy101pk/shock-4331304.
- I. de "Cirugía" "Radiología [55] García-Alonso Departamento Física" Medicina de la Universidad del País Vasco. Apoyo patología quirúrgica cap. "hemorragia". Disponible http://www.oc.lm.ehu.es/Departamento/OfertaDocente/PatologiaQuirurgica/ Contenidos/Apoyo/Cap %204 %20La %20hemorragia.pdf.
- [56] Mayglothling JA, Aboutanos MB, and Ivatury RR. Interventional Radiology in Trauma Management. Thieme Publishing Group, Georg Thieme Verlag KG, P.O. Box 30 11 20, D-70451 Stuttgart, Germany, 2015. cap. 3. Resuscitation of the Traumatized Patient", p. 5-11.
- [57] Marietta M, Pedrazzi P, Girardis M, Busani S, and Torelli G. Posttraumatic massive bleeding: a challenging multidisciplinary task. *Internal and Emergency Medicine*, 5(6):521–531, 2010.
- [58] Markenson D, Ferguson JD, Chameides L, Cassan P, Chung KL, Epstein J, Gonzales L, Herrington RA, Pellegrino JL, Ratcliff N, and Singer A. Part 17: First aid: 2010 american heart association and american red cross guidelines for first aid. *Circulation*, 122(18):934–946, 2010.
- [59] José Ayoze Sánchez Silva; enfermero de ambulancia sanitarizada del Servicio de Urgencias Canario (SUC) de Las Palmas. Empaquetado de heridas. Zona TES
 Revista de formación para Técnicos en Emergencias Sanitarias. Disponible en: http://media.zonates.com/06-04/Empaquetado-de-Heridas.pdf.
- [60] SAMUR. Control de hemorragias. Disponible en: https://www.madrid.es/ficheros/SAMUR/data/606_02.htm.
- [61] Charlton NP, Solberg R, Rizer J, Singletary N, and Woods WA. Pressure methods for primary hemorrhage control: A randomized crossover trial. *International Journal of First Aid Education*, 2(1):19–28, 2018.
- [62] Zideman DA, De Buck ED, Singletary EM, Cassan P, Chalkias AF, Evans TR, Hafner CM, Handley AJ, Meyran D, Schunder-Tatzber S, and Vandekerckhove

PG. European resuscitation council guidelines for resuscitation 2015 section 9. first aid. *Resuscitation*, 95:278–287, 2015.

- [63] Doyle GS and Taillac PP. Tourniquets: A review of current use with proposals for expanded prehospital use. *Prehospital Emergency Care*, 12(2):241–256, 2008.
- [64] Inaba K, Siboni S, Resnick S, Zhu J, Wong MD, Haltmeier T, Benjamin E, and Demetriades D. Tourniquet use for civilian extremity trauma. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 79(2):232–237, 2015.
- [65] Kragh JF. Use of tourniquets and their effects on limb function in the modern combat environment. Foot and Ankle Clinics, 15(1):23–40, 2010.
- [66] Khan AL and Gray A. Tourniquet uses and precautions. Surgery (Oxford), 32(3):131–133, 2014.
- [67] MedlinePlus. "proximal". Disponible en: https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002287.htm.
- [68] Fletcher IR and Healy TE. The arterial tourniquet. Annals of the Royal College of Surgeons of England, 65(6):409–17, 1983.
- [69] Bibiano Guillén C. *Manual de URGENCIAS 3ª edición*. Grupo saned, Calle del Poeta Joan Maragall, 60, 28020 Madrid, 2018. cap. 30. .^Atención inicial al paciente con trauma grave", p.268-276.
- [70] Acero Rafael MD et al. Guía para el manejo de urgencias 3ª edición Tomo 1. Ministerio de la Protección Social de Colombia, Carrera 13 No. 32-76, Teusaquillo, Bogotá D.C., Bogotá, Colombia, 2009. cap. 1. . Atención inicial del paciente traumatizado", p.39-49.
- [71] Goralnick E, Chaudhary MA, McCarty JC, Caterson EJ, Goldberg SA, Herrera-Escobar JP, McDonald M, Lipsitz S, and Haider AH. Effectiveness of instructional interventions for hemorrhage control readiness for laypersons in the public access and tourniquet training study (patts). JAMA Surgery, 153(9):791–800, 2018.
- [72] Zwislewski A, Nanassy AD, Meyer LK, Scantling D, Jankowski MA, Blinstrub G, and Grewal H. Practice makes perfect: The impact of stop the bleed training on hemorrhage control knowledge, wound packing, and tourniquet application in the workplace. *Injury*, 50(4):864–868, 2019.
- [73] Bowles C, Canuto D, Teran J, Duston E, Plurad D, Eldredge J, and Benharash P. Current methods and advances in simulation of hemorrhage after trauma. The American Surgeon, 83(10):1137–1141, 2017.
- [74] Live Action Safety. Trueclot hemorrhage training kit large caliber gsw w/ bone insert. Disponible en: https://www.liveactionsafety.com/trueclot-hemorrhage-training-kit-large-caliber-gsw-w-bone-insert/.

[75] Medical Simulator. Cae caesar - trauma patient simulator for point-of-injury care. Disponible en: https://medical-simulator.com/img/cms/Folletos/CAE %20Caesar-TechSheet %202018_Medical %20Simulator %20sl %20(1).pdf.

- [76] 3B scientific. Brazo de entrenamiento de control de hemorragias p102. Disponible en: https://www.3bscientific.com.es/brazo-de-entrenamiento-de-control-de-hemorragias-p102-1022652-p102-3b-scientific,p_1528_31844.html.
- [77] Aurora Fernanda Pérez Jiménez. Design and implementation of a bleeding trauma leg for clinical simulation. Master Thesis, Universidad Politécnica de Madrid, 2020.
- [78] Alonso FJ, Galán-Marín G, Salgado DR, Pàmies-Vilà R, and Font-Llagunes JM. Cálculo de esfuerzos musculares en la marcha humana mediante optimización estática-fisiológica. Disponible en: https://biomec.upc.edu/wp-content/uploads/2016/09/Alonso-CNIM2010-Calculo-de-esfuerzos-musculares-en-la-marcha-humana-mediante-optimizacion-estatica-fisiologica.pdf.
- [79] MaxElectrónica. Mini bomba de agua sumergible 5v. Disponible en: https://maxelectronica.cl/moto-reductores/458-mini-bomba-de-agua-sumergible-5v.html.
- [80] Electrónica Embajadores. sen-09375Sparkfun sensor resistivo circular fsr -1696. Disponible de en: https://www.electronicaembajadores.com/es/Productos/Detalle/SSFR100 /sensores-y-componentes-arduino/sensores-de-fuerza/sparkfun-sen-09375sensor-de-fuerza-resistivo-circular-fsr-1696.
- [81] e LABShop. Arduino due r3. Disponible en: https://e-labshop.com/shop/arduino/placas-arduino/arduino-due-r3/.
- [82] Cytron. Single channel 5v relay breakout board. Disponible en: https://www.cytron.io/p-single-channel-5v-relay-breakout-board.
- [83] AliExpress. Fsr402 resistor sensible a la fuerza 0,5 pulgadas fsr para arduino diy kit. Disponible en: https://es.aliexpress.com/i/4000303747863.html.
- [84] feroca: soluciones para el moldeo. Platsil gel-25 -silicona de platino-. Disponible en: https://www.feroca.com/es/platsil-silicona-de-platino-/678-platsil-gel-25-silicona-de-platino-.html.
- [85] Amazon. tubo termorretráctil Eventronic surtido de poliolefina, 12 tamaños, envoltura de alambre, 560 piezas. https://www.amazon.es/Eventronic-560-Piezas-Tubo- $Termorretr \%C3 \%A1ctil/dp/B071D7LJ31?ref_=ast_slp_dp\&th=1\&psc=1.$
- [86] Digi-Key Electronics. Fsp01ce ohmite. Disponible en: https://www.digikey.es/product-detail/es/ohmite/FSP01CE/FSP01CE-ND/9383875.

[87] Digi-Key Electronics. 34-00022 interlink electronics. Disponible en: https://www.digikey.es/product-detail/es/interlink-electronics/34-00022/1027-1024-ND/5724113.

- [88] Amazon. Icquanzx 5pcs dc3-6v bomba de motor sin escobillas de bajo ruido mini bomba de agua sumergible micro. Disponible en: https://www.amazon.es/ICQUANZX-DC3-6V-Bomba-escobillas-Sumergible/dp/B088LY6V7J/ref=sr_1_5?dchild=1&keywords=bomba+de+agua+mini&qid=1612177355&s=tools&sr=1-5.
- [89] dh material médico. Tubo alargadera oxígeno 7 mts. aprox. Disponible en: https://www.dhmaterialmedico.com/tubo-alargadera-oxigeno-7-mts-aprox.
- [90] STMicroelectronics. X-nucleo-ihm04a1 dual brush dc motor driver expansion board based on l6206 for stm32 nucleo. Disponible en: https://www.st.com/en/ecosystems/x-nucleo-ihm04a1.html.
- [91] IndiaMART. Stmicroelectronics x-nucleo-ihm04a1 motor control development board, l6206. Disponible en: https://dir.indiamart.com/items/stmicroelectronics-x-nucleo-ihm04a1-motor-control-development-board-l6206-s22833.html.
- [92] Solectro. ¿qué es pwm y cómo usarlo? Disponible en: https://solectroshop.com/es/blog/que-es-pwm-y-como-usarlo-n38.
- [93] García Tíscar J. Arduino + motor dc: circuito pwm. Disponible en: https://wechoosethemoon.es/2011/07/21/arduino-motor-dc-circuito-pwm-mosfet/.
- [94] AZ-Delivery. Módulo ads1115 adc 16bit 4 canales para raspberry pi. Disponible en: https://www.az-delivery.de/es/products/analog-digitalwandler-ads1115-mit-i2c-interface.
- [95] Arduino Learning. Ads1115 analog-to-digital converter and arduino. Disponible en: http://arduinolearning.com/code/ads1115-analog-to-digital-converter-and-arduino.php.
- [96] Ohmite. Fsp series integration guide: Force sensing potentiometer. Disponible en: https://www.mouser.es/pdfdocs/Ohmite-FSP-Integration-Guide-V1-0_27-03-18.pdf.
- [97] Interlink Electronics. Force sensing linear potentiometer (fslp) integration guide. Disponible en: https://www.pololu.com/file/0J750/FSLP-Integration-Guide-13.pdf.
- [98] El Blog de Balanzas Digitales. Dinamómetros ¿qué es un dinamómetro y cómo se usa? 3 ejemplos de uso. Disponible en: https://www.balanzasdigitales.com/blog/2/calibrar-balanzas-y-basculas-digitales/64/todo-lo-que-debes-saber-sobre-los-dinamometros/.

[99] ConvertLIVE. Pascales a milímetros de mercurio. Disponible en: https://convertlive.com/es/u/convertir/pascales/a/mil%C3%ADmetros-de-mercurio.

- [100] ABC Tecnología. ¿qué es raspberry pi y para qué sirve? Disponible en: https://www.abc.es/tecnologia/informatica-hardware/20130716/abciraspberry-como-201307151936.html.
- [101] Raspberry Pi Foundation. Raspberry pi 3 model b+. Disponible en: https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/.
- [102] Micro Tenerife. Kingston tarjeta memoria micro sd 32gb c10 80mb/s. Disponible en: https://microtenerife.com/kingston-tarjeta-memoria-micro-sd-32gb-c10-80mbs.
- [103] Naylamp Mechatronics. Raspberry pi 3b+. Disponible en: https://naylampmechatronics.com/raspberry-pi/541-raspberry-pi-3-b-plus.html.
- [104] Digital Guide IONOS. Cómo usar un servidor web raspberry pi. Disponible en: https://www.ionos.es/digitalguide/servidores/configuracion/comoconfigurar-un-servidor-web-raspberry-pi-con-lamp/.
- [105] García P (Nerion Cloud IT Project Manager). Que es mariadb y mejoras sobre mysql. Disponible en: https://www.nerion.es/soporte/que-es-mariadb-y-mejoras-sobre-mysql/.
- [106] One. ¿cómo accedo a la base de datos con phpmyadmin? Disponible en: https://help.one.com/hc/es/articles/115005585509-C%C3%B3mo-accedo-a-la-base-de-datos-con-phpMyAdmin-.
- [107] Solvetic Sistemas. Cómo cambiar puerto http apache en linux. Disponible en: https://www.solvetic.com/tutoriales/article/5012-como-cambiar-puerto-http-apache-en-linux/.
- [108] Price M and Calderón JL. Influencia de la percepción visual en el aprendizaje. Ciencia y Tecnología para la Salud Visual y Ocular, 9(1):94–101, 2011.
- [109] Korkut Altuna O and Arslan F. Impact of the number of scale points on data characteristics and respondents' evaluations: An experimental design approach using 5-point and 7-point likert-type scales. İstanbul Üniversitesi Siyasal Bilgiler Fakültesi Dergisi, 1(55):1–20, 2016.
- [110] Larraga-García B, Pérez-Jiménez A, Ros-Dopico S, Rubio-Bolívar J, Quintana-Diaz M, and Gutiérrez A. Design and development of a hemorrhagic trauma simulator for lower limbs: A pilot study. *Sensors*, 21(11):3816–3830, 2021.

Apéndice A

Aspectos éticos, económicos, sociales y ambientales

Al igual que en cualquier proyecto profesional, es necesario considerar y analizar el impacto que ha provocado el desarrollo de esta iniciativa sobre la sociedad, cumpliendo así con nuestro deber de ciudadanos. Para ello, se consideran las consecuencias sobre una serie de ámbitos, estimados de gran importancia para el bien común, como son el ético, el socioeconómico y el medioambiental.

A.1. Introducción

El trauma es la principal causa de muerte y discapacidad en menores de 35 años a nivel global. En general, para todas las edades, constituye la sexta causa de muerte y la quinta en discapacidad moderada y grave. Tanto en hombres como en mujeres, una de cada 10 muertes se produce por un traumatismo. Esto ha conducido al establecimiento de esta enfermedad como "la pandemia desatendida". Además, existe un sesgo claro en la distribución internacional de dicha enfermedad, soportando los países de ingresos medios-bajos el 90 % de los fallecidos o lesionados por trauma, siendo éstos muchas veces los menos preparados para la atención de este tipo de pacientes.

La hemorragia no controlada supone una de las principales causas de muerte evitable en el entorno extrahospitalario, siendo responsable del 80 % de las muertes que se producen en el quirófano durante las primeras horas tras una lesión. Por lo tanto, una de las principales vías para luchar contra esta patología es el entrenamiento de personal auxiliar y del público general en las distintas técnicas de control de sangrado para que, dada la ocasión, puedan proveer de asistencia sanitaria *in situ* a un paciente traumatizado, reduciendo así la mortalidad y las secuelas. Para ello, se propone el uso de un dispositivo de simulación clínica que reproduce diferentes escenarios de sangrado del miembro inferior.

A.2. Descripción de impactos relevantes relacionados con el proyecto

- Impacto ético: debido a la presencia del HULP como agente colaborador, todas las acciones tomadas de relevancia ética, como las pruebas de validación, han sido supervisadas y aceptadas por el comité ético de dicha institución. La simulación de situaciones críticas como es el sangrado masivo de un paciente traumatizado, además de la actuación médica, requiere de la toma de decisiones bajo presión y la puesta en práctica del código ético médico como es el juramento hipocrático. Otro aspecto importante del impacto ético es que la práctica con simuladores en lugar de pacientes permite gestionar la formación cumpliendo con los estándares éticos vigentes actualmente, que cada vez son más protectores de la salud y la seguridad de los pacientes.
- Impacto económico: los simuladores hemorrágicos disponibles actualmente en el mercado son de un de elevado coste económico, lo cual impide su adquisición por parte de hospitales y de otras instituciones públicas y, por tanto, la divulgación de las técnicas de control del sangrado. Con este proyecto se pretende obtener un dispositivo más económico para eliminar esta barrera monetaria, de especial importancia en el caso de los países que disponen de menos recursos, que resultan ser los más castigados. Además, se espera que, cuando este simulador alcance su máxima difusión, esto se vea traducido en una reducción de la carga económica que suponen los pacientes traumatizados a la sanidad pública ya que los pacientes de trauma que no reciben una atención rápida presentan más complicaciones. Con lo cual, al mejorar la atención en el lugar de la lesión, disminuirán las estancias de hospitalización y la necesidad de intervenciones quirúrgicas de forma que se verá reducido el coste sanitario asociado a estos pacientes. Esto también permitirá que el paciente afectado pueda retomar su trabajo y hacerlo de forma más rápida, lo cual también representa un impacto económico positivo para su familia y la economía nacional.
- Impacto social: la dispacidad es una condición que supone un gran peso social ya que no solo afecta al propio paciente, sino también a sus allegados: familiares, amigos y cuidadores informales. Siendo ésta una de las principales consecuencias del trauma, la mejora en la ejecución de las técnicas de sangrado que se espera como resultado del uso del simulador conllevará un beneficio social importante al disminuir la incidencia de dicha patología. Otro de los factores sociales considerables es el referente a la mayor prevalencia en los países en vías de desarrollo que no disponen de la infraestructura necesaria para lidiar correctamente con este tipo de pacientes. Se confía en que esta herramienta ofrezca un benificio de especial magnitud en estos entornos más desfavorecidos.
- Impacto ambiental: se ha conseguido mantener al mínimo mediante el uso de materiales respetuosos del medioambiente en la fabricación del simulador, como es el polímero biodegradable PLA, extraído a partir de recursos renovables.

A.3. Conclusiones 62

Además, los componentes electrónicos deshechados, debido a su ruptura o mal funcionamiento, siempre se han dispuesto adecuadamente, de acuerdo con las directrices competentes y en los puntos de reciclaje pertinentes. Otro aspecto que cabe destacar es el uso de agua para la imitación del sangrado en las pruebas de validación, que se minimizó y reutilizó en la medida de lo posible.

A.3. Conclusiones

La implementación del simulador clínico de trauma desarrollado supondrá un impacto positivo en la atención y el cuidado de los pacientes traumatizados, lo cual se ve traducido en consecuencias beneficiosas en múltiples ámbitos de la sociedad, esperándose así una mejoría en la vida de la ciudadanía como resultado.

Apéndice B

Presupuesto económico

Los costes económicos asociados a este Trabajo de Fin de Grado se clasifican en **dos** categorías, los relacionados con el personal y los correspondientes a los recursos materiales. A continuación, se procecede a cuantificar ambos y, por consiguiente, el presupuesto total del prototipo desarrollado.

• Personal: se han visto involucrados un total de cuatro individuos en el desarrollo de este proyecto, incluyendo: un estudiante de ingeniería, un director del trabajo, un técnico de laboratorio y un técnico de simulación (ver Tabla B.1).

	Coste horario (€)	Horas	Total (€)
Director del trabajo	25	80	2.000
Técnico de laboratorio	30	20	600
Técnico de simulación	30	25	750
Estudiante de ingeniería	12	540	6.480
TOTAL			9.830

Tabla B.1: Costes de personal.

• Costes de recursos materiales: en este apartado se tienen en cuenta los costes tanto de los componentes electrónicos como de los materiales utilizados para fabricar el simulador preexistente (ver Tabla B.2). Como se puede observar, los costes más notables se atribuyen a las siliconas, el ordenador, la impresora 3D y los sensores FSLP, siendo el resto de constituyentes de un precio bastante más reducido.

Los costes económicos totales, suma de los costes de recursos humanos y de los recursos materiales, se recogen en la Tabla B.3. Como se puede observar, al igual que en cualquier proyecto profesional, el coste humano supera con creces aquel de los materiales, representando este último apenas un 1% de la magnitud del primero. Teniendo en cuenta el *Impuesto sobre el Valor Añadido* del 21%, el presupuesto total del simulador asciende a $12.074,82 \in$.

	Tiempo de	TT 1	Coste	Amortización	Uso	Total
	vida (años)	Uds.	(€)	(€/mes)	(meses)	(€)
Arduino Due	4	1	35,00	0,73	4	2,92
FSR	1	3	7,60	0,63	4	7,56
FSLP	2	6	$11,\!32$	$0,\!47$	4	$11,\!32$
Tarjeta ADC	4	1	24,99	$0,\!52$	4	2,08
Bomba de agua	1	5	1,80	$0,\!15$	4	3,00
Tubo de oxígeno	4	3	2,72	0,06	4	0,72
Etapa de potencia	3	2	13,00	0,36	4	2,88
Raspberry Pi	4	1	$49,\!50$	1,03	4	4,125
Tarjeta SD	4	1	16,00	0,33	4	1,33
Siliconas	1	4	28	2,33	4	$37,\!28$
Componentes	1	2	18,10	1,51	4	$12,\!07$
de siliconas						
Polímero PLA	1	1	19,90	1,66	4	6,64
Impresora Prusa	5	1	769	12,82	1	12,82
i3 MK3S						
Ordenador	6	1	800	11,11	4	$44,\!44$
TOTAL						149,19

Tabla B.2: Costes de recursos materiales.

	Coste
Costes de personal	9.830 €
Costes de material	149,19 €
Subtotal	$9.979,19 \in$
IVA	2.095,63 €
Total	12.074,82 €

Tabla B.3: Costes totales.

Apéndice C

Manual de Usuario

C.1. Especificaciones del emulador

- TAMAÑO: 340 mm (altura) x 120 mm (ancho) x 120 mm (espesor)
- **PESO**: 20 kg
- CONDICIONES AMBIENTALES: rango de temperatura admisible para el funcionamiento de 4 °C a 40 °C y para el almacenamiento de 4 °C a 50 °C.
- **COMUNICACIONES**: la placa Arduino Due requiere de un cable micro USB de conexión a la Raspberry Pi, que a su vez requiere de una conexión Ethernet o inalámbrica via WiFi a la red local para poder acceder a la interfaz gráfica a través de un tercer dispositivo externo, habitualmente un ordenador portátil de uso personal.
- ALIMENTACIÓN: la Raspberry Pi requiere de una conexión a la red eléctrica a través de un cable micro USB y un transformador de 5 V y, preferiblemente, al menos 700 mA. También se requerirá una segunda conexión a la red eléctrica para las etapas de potencia, con un transformador de al menos 12 V. La placa Arduino Due se alimenta a través de la conexión a la Raspberry Pi con una tensión de 5 V.

C.2. Precauciones

Por favor, lea y comprenda estas precauciones antes de proceder a utilizar el simulador de trauma de miembro inferior.

EL USO DE ESTE DISPOSITIVO DE CUALQUIER OTRA FORMA QUE NO SEA LA ESPECIFICADA PODRÍA AFECTAR A LA SEGU-RIDAD DEL USUARIO

Tú seguridad depende de ti mismo. Asegurate de seguir las instrucciones detalladas a continuación para una correcta instalación, uso y almacenamiento del simulador.

C.2. Precauciones 66

C.2.1. Seguridad eléctrica

• El dispositivo debe permanecer conectado a una toma de corriente que esté enlazada a una tierra instalada adecuadamente.

- NO se debe permitir la entrada en contacto de cualquier fluido con los componentes electrónicos. Para ello, haga uso de la funda protectora de la Raspberry Pi y compruebe el estado de las fundas termoretráctiles antes de cada uso para asegurar la protección correcta de los contactos entre componentes.
- NO se debe usar el simulador bajo la lluvia. Preferiblemente, el uso siempre debe realizarse en entornos cerrados; cualquier utilización en un ambiente externo debe ser debidamente programada teniendo en cuenta la meteorología y debe ser acompañada de una evaluación de riesgos previa. El uso de agua debe quedar delimitado a los escenarios clínicos permitidos e identificados en este Manual de Usuario para los cuales ha sido diseñado el emulador.
- NO se deben intentar desmontar los componentes eléctricos del simulador.

C.2.2. Silicona

El emulador está compuesto principalmente por silicona, especialmente en las capas superficiales con las que entra en contacto el usuario. Ésta puede quedar expuesta durante alguna maniobra. Por lo tanto, los usuarios sensibles a la silicona deben tomar las precauciones necesarias cuando traten con el simulador y lleven a cabo las maniobras pertinentes para el control de la hemorragia.

C.2.3. Fluidos y sistema de expulsión

- NO modifique el tanque de agua o cualquiera de los componentes ensamblados.
- SIEMPRE proteja los ojos y la piel de un posible contacto accidental.
- SIEMPRE lea y siga las instrucciones para crear fluidos imitadores de sangre.
- NUNCA llene los tanques por encima de su capacidad.
- Después del uso SIEMPRE vacíe los tubos y limpie los tanques. NUNCA use los tanques para el almacenamiento de líquidos. Disponga de los fluidos de forma segura.
- NO introduzca fluidos extraños en los conductos, únicamente los permitidos explícitamente por el Manual de Usuario.

C.2.4. Maniquí

- NO desmonte los componentes del maniquí que han sido ensamblados por el fabricante.
- **NUNCA** limpie el maniquí con productos químicos. Use únicamente agua y, si fuera necesario, jabón.

- NO levante el maniquí por el hueso.
- Asegurese de que el maniquí se ha colocado en una superficie de trabajo estable y resistente para evitar accidentes y lesiones a los usuarios.
- La temperatura ambiente debe ser menor que 40 °C.

C.3. Componentes

Asegurese de disponer de todos los componentes necesarios para el correcto funcionamiento del simulador. Se recogen en la Tabla C.1.

Componente	Unidades	
Arduino Due	1	
Sensor FSR	3	
Sensor FSLP	6	
Bombas de agua	5	
Tubos alargaderas de oxígeno	5	
Etapas de potencia	2	
Tarjeta ADC	1	
Raspberry Pi	1	
Tarjeta micro SD	1	

Tabla C.1: Lista de componentes necesarios para el funcionamiento correcto del simulador

C.4. Instrucciones de uso

En primer lugar, deben ensamblarse los distintos componentes del simulador. Esto debe realizarse correctamente, según las siguientes indicaciones, para conseguir reproducir los escenarios de sangrado adecuadamente.

- 1. Coloque el simulador, los tanques de agua y los tubos en la superficie de trabajo.
- 2. Inserte y sitúe los tubos y los sensores en el interior del simulador en sus respectivas posiciones. Estas dependerán de los escenarios de sangrado que se quieran simular. En la Figura 3.1 se puede observar un ejemplo que puede utilizar para guiarse, especialmente para colocar los tubos entre las capas adecuadas del simulador según la profunidad del vaso que se quiera emular para que su verosimilitud anatómica sea adecuada.
- 3. Llene los tanques de agua con el líquido teñido de rojo.
- 4. Inserte las bombas dentro de los tanques.

- 5. Conecte los sensores y las bombas al circuito electrónico.
- 6. Conecte la fuente de alimentación al circuito.

En segundo lugar, se debe acceder a la interfaz gráfica. Para ello:

- 1. Conecte la Raspberry Pi a la red local. Puede hacerlo a través de una conexión Ethernet o inalámbricamente via WiFi. Tenga en cuenta que, en el segundo caso, la primera vez que la placa se conecte a una determinada red será necesario hacerlo con un teclado y un ratón USB y un monitor conectado a través de un terminal HDMI para poder seleccionar la red e ingresar la contraseña.
- 2. Efectúe un rastreo de la red para hallar la dirección IP de la Raspberry Pi. En los dispositivos Windows, el software recomendado para hacerlo es Nmap. Podrá identificar la dirección correspondiente a la placa ya que el nombre Raspberry Pi Foundation aparecerá junto a ella. Cabe destacar que, una vez conectada la placa a una cierta red, siempre recibirá la misma dirección IP cada vez que se conecte a ella y, por tanto, no será necesario repetir este paso.
- 3. Abra el navegador del dispositivo que empleará para las simulaciones e introduzca la dirección IP de la placa Raspberry Pi.
- 4. Ingrese sus datos donde esté permitido y siga las instrucciones mostradas en la interfaz para elegir el escenario, llevar a cabo la simulación y visualizar los resultados de la misma.

Por último, se especifican los pasos a seguir para preparar el simulador para su correcto almacenamiento.

- 1. Tanto los tubos como los tanques deben ser vaciados y limpiados adecuadamente. Para ello se deben apretar los conductos todo lo posible, teniendo en cuenta que aún así no se vaciarán completamente. Será necesario dejar tanto los tubos como los tanques un cierto periodo de tiempo expuestos y extendidos para conseguir un secado completo. Alternativamente, pueden usarse toallas o tejidos absorbentes para acelerar dicho proceso.
- 2. El simulador debe limpiarse para eliminar las trazas de "sangre". Como se ha mencionado previamente, debe realizarse preferiblemente solo con agua y, si fuera necesario, jabón.
- 3. Extraer los sensores y secar sus cubiertas protectoras si se considera pertinente.
- 4. Almacenar por una parte el maniquí y por otra los componentes electrónicos en los contenedores habilitados para este uso, evitando la entrada en contacto de agua con los materiales sensibles a ella.