

UNIVERSIDAD RICARDO PALMA
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE TITULACIÓN POR TESIS
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECATRÓNICA



**DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN MANIQUÍ DE TRAUMA PARA
MEJORAR LAS INTERVENCIONES PREHOSPITALARIAS DEL
PERSONAL DE LA COMPAÑÍA DE BOMBEROS**

LA MOLINA N°96

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
MECATRÓNICO**

PRESENTADA POR:

BACH. MORALES MERE, JOSÉ ANTONIO

ASESOR:

MG. ING. PALOMARES ORIHUELA, RICARDO JOHN

LIMA - PERÚ

2018

DEDICATORIA

Le dedico esta investigación a mis padres quienes me criaron con los valores éticos que un profesional necesita y por su apoyo, comprensión y cariño a lo largo del desarrollo de la presente tesis.

*- José Antonio Morales
Mere*

AGRADECIMIENTOS

Por su constante esmero a lo largo de mi carrera universitaria:

Dr. Elmer Córdova Zapata

Ex – Director de Escuela de Ingeniería Mecatrónica

Por su contribución técnica y social al desarrollo de la presente investigación:

Cap. CBP Sergio Yi Choy

Primer Jefe

Compañía de Bomberos La Molina N°96

Sub Tnte. CBP Juan José Chessa Pinillos

Jefe de Instrucción

Compañía de Bomberos La Molina N°96

- José Antonio Morales Mere

RESUMEN

La presente investigación se desarrolló en la Compañía de Bomberos La Molina N°96, ubicada en Lima, durante el año 2018 en la cual participó el Bachiller José Antonio Morales Mere, de allí que el propósito de la investigación consistió en explicar las características del equipamiento y hardware, la apariencia realista y el algoritmo de comportamiento requerido para diseñar un maniquí de trauma, basándose en las características de una intervención prehospitalaria tales como el diagnóstico, la estabilización de estado del paciente y la duración de la intervención. El presente estudio se justificó por cuanto posee valor teórico, utilidad práctica, relevancia social por la conveniencia y en base a los beneficios netos que genera tal como la mejora de la capacitación en intervenciones prehospitalarias por medio de un maniquí de trauma con sistemas de comportamiento automático. El referencial teórico se fundamenta en el concepto desarrollado por la Asociación Nacional de Técnicos de Emergencia Médica (2014), en la octava edición del texto titulado Soporte de vida por trauma prehospitalario (PHTLS: Prehospital Trauma Life Support), publicado en Estados Unidos, quien sustenta que la aplicación, diseño, implementación de un maniquí de trauma para la mejora de la capacitación en intervenciones prehospitalarias. Los resultados evidencian el diseño y la simulación adecuada y efectiva de un equipamiento y hardware, apariencia realista y algoritmo de comportamiento en función al diagnóstico, estabilización y duración de la intervención prehospitalaria. Concluyéndose que el maniquí de trauma requiere cálculos mecánicos usando Solidworks, un controlador Arduino Nano con un programa de lógica difusa desarrollada en Matlab, comunicado por medio de un protocolo TCP/IP con la plataforma móvil de simulación en realidad virtual mixta mediante el programa OpenSpace3D.

Palabras Claves: Equipamiento y hardware, apariencia realista, algoritmo de comportamiento, procedimientos de actuación, Solidworks, Arduino, lógica difusa, Matlab, TCP/IP, realidad virtual mixta, OpenSpace3D.

ABSTRACT

The present investigation was developed in the fire station Compañía de Bomberos La Molina N°96, located in Lima, during the year 2018 in which the bachelor Jose Antonio Morales Mere participated hence, the purpose of this research was to explain the characteristics of the equipment and hardware, the realistic appearance and the behavior algorithm required to design a trauma manikin, based on the characteristics of a prehospital intervention such as diagnosis, stabilization of condition of the patient and the duration of the intervention. The present study was justified because it has theoretical value, practical utility, social relevance due to its convenience and based on the net benefits it generates such as the improvement of training in prehospital interventions by means of a trauma mannequin with automatic behavioral systems. The theoretical reference is based on the concept developed by the National Association of Emergency Medical Technicians (2014), in the eighth edition of the text entitled PHTLS: Prehospital Trauma Life Support, published in the United States, it supports the application, design, implementation of a trauma mannequin to improve training in prehospital interventions. The results show the design and adequate and effective simulation of equipment and hardware, realistic appearance and behavioral algorithm based on the diagnosis, stabilization and duration of the prehospital intervention. Concluding that the trauma manikin requires mechanical calculations using Solidworks, an Arduino Nano controller with a fuzzy logic developed on Matlab communicated via a TCP / IP protocol with the mobile simulation platform in mixed virtual reality through the OpenSpace3D program.

Key words: Equipment and hardware, realistic appearance, behavioral algorithm, action procedures, Solidworks, Arduino, Fuzzy logic, Matlab, TCP / IP, mixed virtual reality, OpenSpace3D.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	3
RESUMEN.....	4
ABSTRACT	5
INTRODUCCIÓN.....	7
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	10
1.1 Problematización.....	10
1.2 Objetivo	14
1.3 Justificación.....	15
1.4 Alcances y Limitaciones de la Investigación.....	15
1.5 Estructura de la Tesis	16
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO.....	18
2.1 Antecedentes de la Investigación	18
2.2 Selección de Variables	22
2.3 Bases Teóricas	22
CAPÍTULO III: DISEÑO DEL MANIQUÍ DE TRAUMA.....	62
3.1 Condiciones iniciales	62
3.2 Diseño Mecánico.....	63
3.3 Diseño Eléctrico	80
3.4 Diseño Electrónico	82
3.5 Diseño del Software	92
3.6 Simulación del Sistema.....	115
CAPÍTULO IV: PRUEBAS Y RESULTADOS	127
4.1 Pruebas.....	127
4.2 Resultados	133
CONCLUSIONES.....	139
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES	140
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	141
ANEXOS.....	145

INTRODUCCIÓN

La intervención prehospitalaria es toda actividad médica que se realiza fuera de un hospital o clínica. Se caracteriza por ser toda situación de emergencia donde la vida de un paciente corre peligro y por ello, requiere ser atendida con la mayor prontitud y rapidez posible por un equipo respondedor a emergencias, conformado por un médico emergencista y, un enfermero licenciado o un bombero voluntario.

La característica más importante de este tipo de atenciones médicas es que los primeros minutos durante la intervención prehospitalaria, son los más críticos para la vida del paciente, por lo que instituciones internacionales especializadas tales como el Colegio Americano de Cirujanos (ACS por sus siglas en inglés, American College of Surgeons) y la Academia Internacional de Rescate (IRA por sus siglas en inglés, International Rescue Academy) han desarrollado procedimientos que se actualizan en función a las investigaciones de vanguardia y al estudio de casos.

Estos procedimientos son recomendaciones generales que dan las pautas iniciales para dar soporte de vida a un paciente. El objetivo de la intervención prehospitalaria es evaluar la escena, identificar el mecanismo de lesión del paciente, mantener la seguridad del respondedor, dar un diagnóstico inicial del trauma del paciente, estabilizar el estado vital del paciente y trasladarlo a un centro de salud cercano para la atención en sala.

Como parte del entrenamiento de estos procedimientos, se ha implementado la herramienta comercialmente llamada maniquí de trauma. La función más importante es simular la condición fisiológica de un paciente que requiere ser atendido por un especialista.

Las características de cualquier maniquí de trauma se encuentran definidas por tres dimensiones. La primera es la física, están asociados todos los equipamientos, mecanismos y tecnología que permite simular la condición fisiológica. La segunda es la psicológica, refleja la percepción del estudiante en términos de qué tan creíble es la representación del paciente, y el estrés que el maniquí de trauma puede llegar a acondicionar al estudiante. La última es la

característica conceptual, la cual refiere al sustento teórico que el maniquí está representando durante la simulación.

El maniquí de trauma es una herramienta que permite a los entrenadores, determinar la capacidad de reacción del estudiante y medir el desempeño a lo largo de la capacitación gracias a la repetitividad de los escenarios.

En el capítulo primero, se expone el planteamiento del problema el cual se basa en la estadística de emergencias de la Compañía de Bomberos La Molina N°96. En ella, se observa el alto índice de emergencias prehospitalarias desarrolladas en el año 2017. Asimismo, se exponen las características de la capacitación teórico-práctica en materia de intervenciones prehospitalarias, resaltando el déficit de recursos y horas de práctica con herramientas interactivas. A partir de este planteamiento, se dispone de la identificación y planteamiento del problema. Además, se desarrollan los objetivos de la misma y la justificación de la investigación. Estos planteamientos cuentan con tres pilares: la simulación realista que permita refinar la educación empírica, la reproducción de situaciones realistas y, la simulación y medición de la calidad de una intervención prehospitalaria; luego, en el capítulo segundo, se detallan los antecedentes relacionados con el desarrollo de la presente tesis y los conceptos teóricos que enmarcan y sirven de guía para esta investigación. Se hace una descripción de los maniquís de trauma comerciales, la intervención prehospitalaria, la biomecánica del cuerpo humano y la realidad virtual mixta. Estos conceptos ayudan a entender las consideraciones que se debe tener antes de empezar a diseñar y simular el maniquí de trauma; posterior a ello, en el capítulo tercero, se describe el diseño y simulación de todo el sistema propuesto. Se inicia con la descripción del maniquí de trauma y el diseño de los componentes mecánicos. Asimismo, se desarrollan los diagramas unifilares del hardware, la lógica de programación de los controladores, el diagrama de ejecución del software y la integración con la simulación desarrollada en realidad virtual mixta; a continuación, en el capítulo cuarto, se detallan las pruebas realizadas sobre la simulación y los resultados obtenidos: el pre-test y post-test aplicados a los bomberos participantes para evaluar la eficiencia del diseño y medir la mejora de los conocimientos empíricos, la reproducción de una persona con múltiples traumas en el cuerpo y con signos vitales que varían en el tiempo como una

situación realista, y, el cumplimiento en tiempos determinados de las fases de una intervención prehospitalaria; a partir de esta información, se redactan las conclusiones en función a los objetivos propuestos y; finalmente, se desarrollan las observaciones y recomendaciones que se deberán tomar en cuenta para futuras líneas de investigación que se puedan generar en el campo de la materia.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Problematicación

Las emergencias médicas a causa de accidentes de tránsito, incendios, eventos de movilización de ciudadanos, eventos de contingencia en festividades, conflicto social y otros, generan una sobre demanda importante de atención rápida de emergencia. En las cuales el número de víctimas es mayor al rango esperado de demanda, y se requiere la oferta total disponible, incluyendo la oferta de reserva. Es por eso indispensable la movilización inmediata de recursos principalmente de ambulancias equipadas y operativas, para así brindar atención prehospitalaria a las víctimas incluso por parte del personal del Cuerpo de Bomberos del Perú.

El Cuerpo de Bomberos del Perú está considerado como un servicio de utilidad pública, debido al alcance a nivel nacional y a la disponibilidad las 24 horas del día, siendo el primer auxilio en sucesos inesperados como son los: incendios, desastres o emergencias médicas, según lo indicado por el Instituto Nacional de Estadística e Informática (2015). Tal como se observa en la Tabla N° 1, el Cuerpo de Bomberos del Perú es la segunda entidad en atender intervenciones prehospitalarias. Considerando que en las zonas urbanas se encuentra con una gran cantidad de seguros privados, públicos y otros servicios gratuitos como SAMU.

Tabla N° 1 Servicio de atención prehospitalaria brindado en zonas urbanas

Servicio de atención prehospitalaria brindado en zonas urbanas

Método de transporte	Porcentaje
Acudió por cuenta propia	87.1%
Cuerpo de Bomberos del Perú	4.8%
Seguro privado	1.5%
Clínica	1.3%
Ministerio de Salud	1.2%
EsSalud	0.8%
SAMU	0.2%
Otro	4.4%

Nota. Recuperado de “Encuesta Nacional de Programas Estratégicos”, de INEI, 2014.

Tal como lo muestra el departamento de informática del Cuerpo de Bomberos del Perú, a lo largo de los últimos 7 años, en la región Ica, Lima y Callao, se han realizado un promedio aproximado de 50800 intervenciones prehospitalarias por año. De igual manera, se registra un promedio aproximado de 6000 intervenciones en accidentes vehiculares por año, en los cuales, por protocolo del Cuerpo de Bomberos, se moviliza una unidad médica para realizar una intervención prehospitalaria y traslado de la víctima a un nosocomio cercano. En la Figura N° 1, se puede apreciar la distribución de intervenciones y accidentes vehiculares en los últimos 7 años.

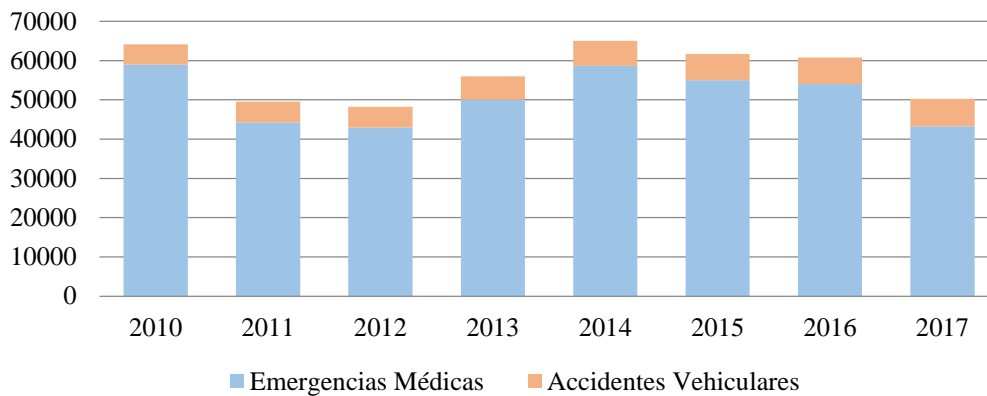


Figura N° 1 Intervenciones del Cuerpo de Bomberos del Perú en la región Ica, Lima y Callao donde se moviliza una unidad médica, 2010-2017.

Fuente: Departamento de Estadística, Cuerpo General de Bomberos Voluntarios del Perú, 2018.

En el caso de la Compañía de Bomberos La Molina N°96, en el año 2017 presentó un total de 4960 movilizaciones de las unidades de Máquina contra incendios (Maq-96), Rescate (Res-96) y Ambulancia (Amb-96). La Figura N° 2 muestra la distribución de las unidades que fueron enviadas a una emergencia en el periodo del año 2017. Se observa que el 66% de las salidas a emergencias pertenecen a la Ambulancia, mientras que el 20% y 14% a las unidades de Máquina contra incendios y Rescate, respectivamente.

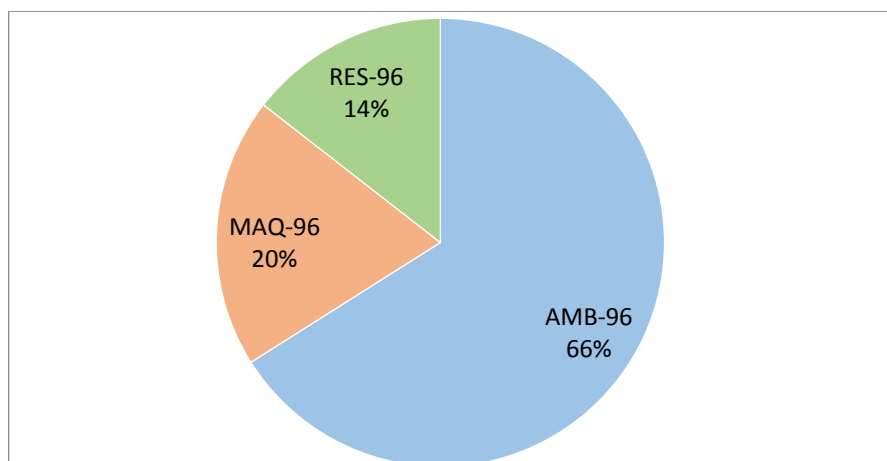


Figura N° 2 Salida a emergencias de la Compañía de Bomberos La Molina N°96 por tipo de unidad, 2017

Fuente: Departamento de Estadística, Cuerpo General de Bomberos Voluntarios del Perú, 2018.

Por un lado, como parte de la visión y misión del Cuerpo General de Bomberos Voluntarios del Perú, la Compañía de Bomberos La Molina N° 96, cuenta a la disposición de una ambulancia equipada para atender intervenciones prehospitalarias y situaciones de emergencia donde la vida de una persona se encuentre en peligro.

Por otro lado, como parte de los recursos asignados, se tiene un convenio con la Municipalidad de La Molina, en la que se asigna a un piloto, responsable de operar la ambulancia y un médico o licenciado en enfermería, quien es responsable de toda intervención. Ambos recursos, disponibles las 24 horas del día. Asimismo, la Jefatura de la Compañía de Bomberos La Molina, asigna a un bombero como responsable de la unidad, con el fin de dirigir y coordinar la emergencia, administrar los recursos y reportar a la central de emergencias del Cuerpo de Bomberos del Perú (116). Este equipo de trabajo debe estar en total capacidad para atender de la mejor manera cualquier escenario de emergencia médica. En tal sentido, con la intención de capacitar al bombero en las maniobras de primeros auxilios y dar soporte al responsable de la intervención, el Cuerpo de Bomberos del Perú crea un curso llamado “Soporte Básico de Vida”.

El núcleo del curso es una capacitación teórico-práctica en las maniobras de primeros auxilios. Sin embargo, se observa que la capacitación en toma de decisiones en intervenciones prehospitalarias se cubre ampliamente en un aspecto teórico, teniendo a la capacitación empírica las siguientes falencias:

1. Utiliza herramientas obsoletas que no permiten al bombero desarrollar los conocimientos teóricos adquiridos. Si bien ha sido capacitado con una base teórica fundamental, las pocas horas de práctica que se da con equipos inadecuados no permiten el desarrollo de habilidades suficientes para desempeñarse bajo un nivel de estrés durante una intervención real.
2. El poco énfasis en reproducir una situación realista apoyado en un maniquí de trauma, principalmente por el alto costo que tiene un maniquí con características fisiológicas.
3. La falta de recursos para montar una escena realista, donde el participante observe el entorno donde se podría desarrollar una emergencia y con ello,

con el suficiente nivel de estrés para desarrollar eficientemente los procedimientos de intervención prehospitalaria.

Problema principal

¿Cómo diseñar y simular un maniquí de trauma que permita mejorar la capacitación en intervenciones prehospitalarias del personal de la Compañía de Bomberos La_Molina_N°96?

Problemas secundarios

- a) ¿Cómo diseñar y simular un maniquí de trauma que con una simulación realista permita refinar la educación empírica de las intervenciones prehospitalarias?
- b) ¿Cuál es el diseño de un maniquí de trauma que permita reproducir situaciones realistas de intervenciones prehospitalarias?
- c) ¿Cuál es el diseño de una realidad virtual mixta que permita simular y medir la calidad de una intervención prehospitalaria según los procedimientos de atención?

1.2 Objetivo

Objetivo principal

Diseñar y simular un maniquí de trauma que permita mejorar la capacitación en intervenciones prehospitalarias del personal de la Compañía de Bomberos La Molina N°96.

Objetivos secundarios

- a) Diseñar y simular un maniquí de trauma que con una simulación realista permita refinar la educación empírica de las intervenciones prehospitalarias.

- b) Diseñar un maniquí trauma que permita reproducir situaciones realistas de intervenciones prehospitarias.
- c) Diseñar una realidad virtual mixta que permita simular y medir la calidad de una intervención prehospitalaria según los procedimientos de atención.

1.3 Justificación

La justificación técnica es desarrollar un maniquí de trauma con una serie de mecanismos, sensores y controladores que reproduzcan condiciones fisiológicas de un paciente con trauma. Asimismo, desarrollar un software de realidad virtual mixta que simule el entorno donde se desarrolla la emergencia y registre la toma de decisión que ha realizado el estudiante con el fin de medir la calidad de la intervención según los procedimientos establecidos en la capacitación teórica.

La justificación económica es desarrollar una herramienta de bajo costo que puede ser implementada rápidamente por cualquier otra compañía de bomberos. Superando la gran limitación de los maniquíes de trauma de alta fidelidad, los cuales superan el valor de 5000 USD.

La justificación social es pretender desarrollar una herramienta adecuada para el mejoramiento de la capacitación práctica en intervención prehospitalaria de los bomberos voluntarios que cumplen funciones de respondedores de emergencias médicas, rescate e incendios en el distrito de La Molina, del departamento de Lima, Perú.

1.4 Alcances y Limitaciones de la Investigación

El alcance de la presente investigación es, en primer lugar, el desarrollo de un diseño que por medio de planos 2D, representan a todos los mecanismos que requiere el maniquí de trauma para dar la sensación de movimiento torácico y pulso arterial. Luego, por medio de un diagrama unifilar, se grafican los elementos del hardware requerido para el control de los mecanismos y la lectura de sensores instalados en el maniquí. Asimismo, los mecanismos usados en el maniquí de trauma se encuentran controlados por medio de lógica difusa

desarrollado en el toolbox Fuzzy Logic Designer de Matlab. Además, el software que complementa al maniquí de trauma es una aplicación móvil de realidad virtual mixta que se desarrolla en la plataforma OpenSpace3D. En él, se simula y se desarrollan las pruebas basadas en un escenario donde una víctima se encuentra inconsciente y requiere ser atendido de emergencia por un paramédico.

Para el desarrollo de la presente investigación, se han identificado dos limitaciones. La primera es la falta de información detallada de las intervenciones prehospitalarias del Cuerpo de Bomberos del Perú y, por ende, de la Compañía de Bomberos La Molina N°96. Si bien el Estado tiene una base de datos con el tipo de emergencia atendida, el detalle del diagnóstico y procedimiento no se encuentra registrado. La segunda limitación es la falta de guías y procedimientos de intervención prehospitalaria normada en el Perú. El Estado, aún no ha regulado una guía o estándar de trabajo para las atenciones médicas en ambulancia, tal como se ha implementado en otras instituciones internacionales.

1.5 Estructura de la Tesis

La tesis se encuentra dividida en cuatro (04) capítulos, un (01) anexo y las referencias bibliográficas, tal como se muestran en la Figura N° 3.

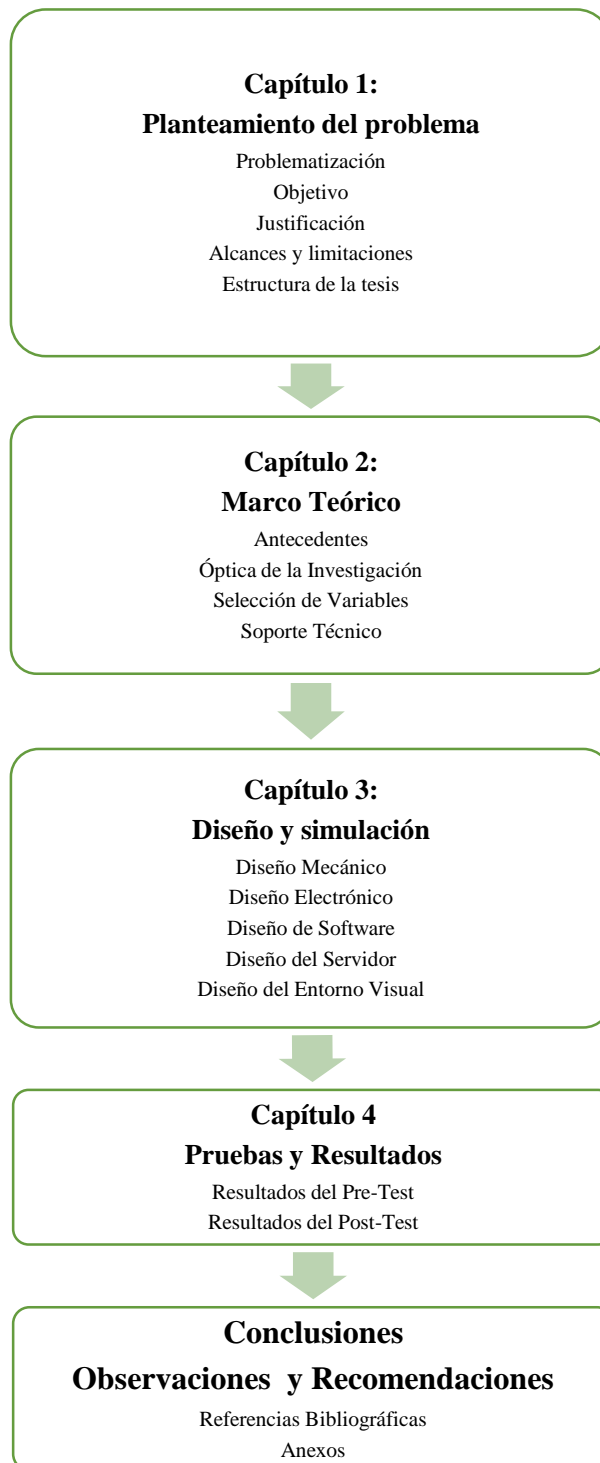


Figura N° 3 Diagrama de la estructura básica de la tesis.

Fuente: Elaboración Propia

La estructura de la tesis corresponde a la resolución secuencial del problema de Diseñar y simular un maniquí de trauma que permita mejorar la capacitación en intervenciones prehospitalarias del personal de la Compañía de Bomberos La Molina N°96.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se mencionan los antecedentes de la investigación que fueron tomados como referencia y bases para el diseño y simulación de un maniquí de trauma. Asimismo, se menciona y describe la óptica de la investigación, en la cual se define la hipótesis de la misma. Finalmente, se describen las bases teóricas que sustentan y complementan con los temas utilizados y aplicados para el desarrollo de la presente tesis.

2.1 Antecedentes de la Investigación

Desde la formación de los cursos especializados en el campo médico y los métodos de capacitación, han estado bajo una constante actualización a lo largo de los años. Estos, han sido basados en investigaciones especializadas y a la tecnología existente. A continuación, mostramos tesis anteriores que contribuyeron con el desarrollo de la presente investigación:

Antecedentes nacionales

Ñañez, M. (2017) en su tesis de maestría, concluye que:

- a) El nivel de conocimientos de los estudiantes de 4to año de Enfermería sobre el manejo del Paciente Politraumatizado es en la mayoría de nivel medio. Dentro de los aspectos más resaltantes incluye la inmovilización de la columna cervical para la estabilización de la columna cervical, el conocimiento de la frecuencia respiratoria normal, las características del pulso, el control rápido de la hemorragia externa, el uso de cristaloides isotónicos como expansores eficaces del volumen, los parámetros que incluyen la Escala de Glasgow, y las acciones para evitar la hipotermia en el paciente politraumatizado.
- b) Sobre el nivel de conocimiento de la evaluación de la Circulación y Control de Hemorragias vemos que la mayoría presenta un nivel de conocimiento medio, haciendo énfasis en el reconocimiento de las características del pulso, así como el control adecuado de las

hemorragias externas, así mismo el uso de Cristaloides Isotónicos como expansores eficaces de volumen en el ámbito pre hospitalario como es el caso del Lactato de Ringer. Se hace énfasis en que se obtuvo un bajo puntaje en lo que concierne al conocimiento de los pulsos más accesibles para la exploración primaria de los pacientes politraumatizados siendo este punto importante para identificar el shock hipovolémico. (p. 71)

Herrera, O. (2015) en su tesis de maestría, concluye que:

- a) El grado de satisfacción por la calidad de atención que percibe el usuario en el servicio de Emergencia del Hospital Sergio E. Bernales es muy bajo. Aproximadamente un 9,9% de la población encuestada manifestó haber quedado satisfecho con el servicio.
- b) El grado de satisfacción en cada dimensión de la calidad de atención percibida por el usuario del servicio de emergencia del Hospital Sergio E. Bernales fueron notoriamente bajos: la fiabilidad tuvo un 12,4%, la seguridad un 11,8%, la empatía un 8,7%, los aspectos tangibles un 8,6% y la capacidad de respuesta apenas 7,5%. Los ítems con mayor grado de satisfacción en cada dimensión fueron: la atención médica se realiza de acuerdo a la gravedad del paciente (dimensión fiabilidad: 14,2%); la atención en emergencia se percibe más rápida que en otros servicios (dimensión capacidad de respuesta: 10,0%); el médico le hizo un examen completo y minucioso según el problema motivo de consulta (dimensión seguridad: 13,2%); el paciente comprendió mejor la explicación del médico sobre el problema de salud o el resultado de la atención (dimensión empatía: 9,7%). (p. 36)

Pérez M. (2017) en su tesis de maestría, concluye que:

- a) La mayoría de los profesionales de la salud no conocen el manejo de víctimas procedentes por desastres en el servicio de emergencia, tal así que el 60% refieren que los pacientes en condiciones insalvables corresponden a la prioridad I, 55% de los pacientes que necesitan traslado y pueden esperar corresponde a la prioridad II, 55% de los

pacientes en condición de insalvable pueden ser etiquetados con color negro.

- b) Los aspectos a fortalecer incluyen: clasificación de víctimas por prioridades y etiquetar por colores según la gravedad que presenten. Siendo conveniente que el encargado de triage sea una persona adiestrada y experimentada que se encuentre disponible, para aplicar un conjunto de procedimientos rápidos y repetitivos a cada una de las víctimas que demandan asistencia y orientan la posibilidad de supervivencia. (pp. 52-55)

Antecedentes internacionales

Kyle, J. (2008) en su tesis doctoral, concluye que:

- a) Existen diferencias significativas en los conocimientos en los exámenes finales al personal de emergencia sobre cómo responder a los ataques cardíacos, el tiempo y cumplimiento de los procedimientos para intervenir un ataque cardíaco proporcionan evidencia de que la pedagogía que incorpora un simulador de paciente es más efectiva que el enfoque tradicional de estudio de casos para la toma de decisiones clínicas y de rendimiento.
- b) Este estudio puede ser útil para apoyar la educación empírica en enfermería. Primero porque aumenta la calidad de la atención brindada por las enfermeras, segundo porque aumenta las habilidades de toma de decisiones clínicas de los estudiantes, y tercero, porque aumenta las horas de instrucción clínica. Los educadores de enfermería pueden usar los resultados del estudio para ayudar a decidir si las escuelas deben invertir en tecnología de simulación para complementar el entrenamiento clínico.
- c) Se identifica que existe un trabajo futuro para diferentes países y programas de capacitación médica de emergencia donde pueden explorar la relación de la tecnología y capacidad del simulador de paciente, con los resultados del aprendizaje de los estudiantes. (pp. 73-74)

Alinier, G. (2013) en su tesis de maestría, concluye que:

- a) El uso de simuladores realistas basados en escenarios para entrenar estudiantes de enfermería mejora las habilidades psicomotoras y cognitivas de los estudiantes que se probaron durante el examen clínico estructurado. Desde hace muchos años, todos los programas de salud tienen formas integradas de entrenamiento de simulación de baja fidelidad para la adquisición de habilidades prácticas por parte de los estudiantes. Una de las contribuciones clave del estudio principal ha sido la expansión del uso de la capacitación de simulación basada en escenarios mucho más allá del programa de enfermería de adultos, a otras ramas de enfermería como la salud mental, la discapacidad en el aprendizaje y la rama infantil, pero también otros grupos profesionales relacionados de la salud como paramédicos, parteras, farmacéuticos, biomédicos, fisioterapeutas y radiólogos.
- b) También demostró que la actitud de los estudiantes hacia el trabajo en equipo multidisciplinario se puede mejorar después de la participación en escenarios de simulación de alta fidelidad que involucran a estudiantes de diferentes disciplinas de la salud. (p. 216)

Rogers, D. (2007) en su tesis doctoral, concluye que:

- a) De por sí todas las gamas de maniquí de trauma son una gran herramienta en la enseñanza de procedimientos de emergencia, sin embargo, los maniquís de alta gama permiten alcanzar escenarios complejos que se asemejan a una situación aún más realista y cambiante en el tiempo. Es decir, los maniquís de alta gama tienen la capacidad de incluir en la capacitación la integración de conocimiento, habilidades psicomotoras básicas y un pensamiento crítico mayor.
- b) Asimismo, la tecnología disponible en el maniquí de alta gama permite que, en el término de cada ejercicio, el grupo pueda revisar los registros del escenario y puedan hacer una autoevaluación que enriquece el aprendizaje. Por último, indica que la calidad y realismo con el que cuenta el maniquí de alta gama, permite una experiencia

inmersiva y una mejor información para la toma de decisiones durante las intervenciones médicas. (p. 185)

2.2 Selección de Variables

Para demostrar y comprobar la hipótesis, se tiene las variables y los indicadores que a continuación se indican:

Variables	Indicadores
Intervenciones prehospitalarias	Diagnóstico prehospitalario
	Estabilización del estado del paciente Duración de la intervención
Maniquí de trauma	Equipamiento y hardware
	Simulación en realidad virtual mixta
	Algoritmo de comportamiento

2.3 Bases Teóricas

Intervención Prehospitalaria

De acuerdo a Nutbeam (2013), “una intervención prehospitalaria es el término usado para la atención médica fuera de un centro de salud. En el campo médico, una intervención prehospitalaria es usualmente realizada por una ambulancia provista de personal técnico de emergencias. La función principal es brindar un nivel adicional al soporte para aquellos pacientes con una grave enfermedad o heridas, durante la escena de riesgo y durante el transporte a un centro médico”. (p. 17)

Asimismo, el *American Heart Association* (2015), AHA por sus siglas en inglés, indica que “la revisión primaria y secundaria deben realizarse en forma repetida y frecuente para poder detectar cualquier deterioro en el

estado del paciente e iniciar cualquier tratamiento que sea necesario en el momento de detectar los cambios desfavorables”. (p. 14).

Por lo tanto, se puede decir que la intervención prehospitalaria es el conjunto de actividades que formulan un procedimiento de atención encaminadas a atender personas que han sufrido algún daño físico por trauma de tal manera que se preserve el estado de salud hasta la atención especializada en un centro de salud.

Las intervenciones prehospitalarias que realiza el personal de la Compañía de Bomberos La Molina N°96 se basa en un procedimiento de manejo de trauma que varía según el escenario, así como la toma de decisiones de cada bombero. Si bien no existe una guía nacional con estos procedimientos, la presente investigación basa el procedimiento de operación en intervenciones prehospitalarias recomendadas por el AHA (2015) y NAEMT (2014), por la amplia experiencia y diversos cursos y certificaciones de reconocimiento mundial.

A continuación, se redacta la información relevante acerca de la intervención prehospitalaria la cual será requerida para la elaboración de la programación del maniquí de trauma. El procedimiento inicia con la evaluación y tratamientos iniciales, luego se atiende la vía aérea y la ventilación, finalmente se atiende los traumas específicos. Para el caso de la presente investigación, se exponen los traumas específicos de trauma torácico y trauma abdominal, los cuales son los casos más frecuentes en las emergencias médicas que atiende la Compañía de Bomberos La Molina N°96.

Evaluación y tratamientos iniciales

Tal como indica el AHA (2015), “para escenarios en los que involucre una gran cantidad de pacientes los cuales exceden en número a la cantidad de respondedores de emergencia, se debe realizar una evaluación por el método *Triage*”. (p. 15) Es un método de selección y clasificación de una gran cantidad de pacientes basado en las necesidades terapéuticas y recursos disponibles para la atención. El procedimiento inicia con la

evaluación de la vía aérea con control de la columna cervical, luego, la respiración y finalmente, el control de hemorragias externas. Asimismo, detalla que el *Triage* debe ser aplicado en el sitio del accidente para luego seleccionar el hospital al cual será trasladado el paciente.

Para otros escenarios, el AHA indica que “el manejo del paciente debe consistir en una revisión primaria rápida, la reanimación y restauración de las funciones vitales y una revisión secundaria más detallada y completa, para finalmente llegar al inicio del tratamiento definitivo”. (p. 15) Este proceso es llamado “ABCDE” de la atención del trauma y permite identificar las situaciones que ponen en peligro inmediato la vida, cuando se sigue la siguiente secuencia:

AIR: Manejo de la vía aérea y control de la columna cervical

De acuerdo al AHA, “lo primero a ser examinado es la vía aérea superior para determinar el funcionamiento”. (p. 16) Debe incluir la inspección para buscar objetos extraños o fracturas que no permitan la respiración normal, el sonido que identifica esta situación es del tipo ronquido. Esta inspección también debe buscar si hay una hemorragia en la zona de la vía aérea, en caso que exista, el sonido que identifica esta situación es como un gorgoteo. En el caso que el paciente sea capaz de hablar, es probable que la vía aérea no se encuentre comprometida. Se debe mantener la vía aérea con una protección adecuada por medio de dispositivos de fijación.

En muchos casos será suficiente realizar las maniobras de tracción del mentón o de elevar la mandíbula. En el paciente consciente, la permeabilidad de la vía aérea puede establecerse de forma inicial y mantenerse mediante una cánula nasofaríngea. Si el paciente está inconsciente y no tiene reflejos iniciales nauseosos, una cánula oro faríngea puede ser de ayuda temporal. Sin embargo, ante cualquier duda sobre la capacidad del paciente de mantener la integridad de la vía aérea, se debe establecer una vía aérea definitiva.

BREATHING: Respiración y ventilación pulmonar

La ventilación necesita una función adecuada de los pulmones, la pared torácica y el diafragma. Cada una de estas estructuras debe examinarse

y evaluarse rápidamente. Para evaluar los movimientos del tórax durante la ventilación, el tórax del paciente debe estar expuesto. Primero se debe auscultar para determinar el flujo de aire a los pulmones. La percusión puede ayudar a detectar la presencia de aire o sangre en la cavidad pleural. La inspección y la palpación pueden detectar lesiones de la pared torácica que comprometen la ventilación. Las lesiones que pueden alterar en forma aguda la ventilación son: el neumotórax a tensión, el tórax inestable con contusión pulmonar, el hemotórax masivo y el neumotórax abierto. Estas lesiones deben ser identificadas en la revisión primaria. El neumotórax o hemotórax simple, las costillas fracturadas y la contusión pulmonar pueden comprometer la ventilación en un grado menor, y generalmente se identifican en la revisión secundaria.

La intubación endotraqueal, ya sea por vía nasal u oral es la forma definitiva de controlar la vía aérea en los pacientes que la tienen comprometida, ya sea por causas mecánicas, problemas ventilatorios o que se encuentran inconscientes. Este procedimiento se debe realizar protegiendo en forma continua la columna cervical.

CIRCULATORY: Circulación con control de hemorragias

El AHA, detalla que “la hemorragia es la causa de muerte prevenible más importante secundaria a trauma”. (p.16) Los datos de observación clínica que en segundos dan información clave son: el nivel de estado de conciencia, el color de piel y el pulso. Siendo el control de la hemorragia, por presión directa.

DEFICIT: Déficit neurológico

Al final de la revisión primaria, se realiza una rápida evaluación neurológica. Esta evaluación pretende establecer el nivel de conciencia, así como el tamaño y reacción de las pupilas del paciente, signos de lateralización y nivel de lesión medular. La evaluación neurológica mediante la Escala de Coma de Glasgow es un método simple y rápido para determinar el nivel de conciencia y tiene carácter pronóstico.

EXPOSURE: Exposición del paciente.

El AHA indica que “lo más importante es la temperatura corporal del paciente y no la comodidad del equipo que provee la atención médica”. (p. 16)

Manejo de la vía aérea y la ventilación

El AHA, indica que “a todos los pacientes que han sufrido un trauma se les debe administrar oxígeno suplementario, por lo que la vía aérea y la ventilación son las primeras prioridades”. (p. 46)

Por otro lado, el NAEMT (2014) establece un procedimiento para el manejo de la vía aérea y de la ventilación del paciente:

1. RECONOCIMIENTO DEL PROBLEMA:

El compromiso de la vía aérea puede ser súbito y completo, insidioso y parcial, progresivo y/o recurrente. Particularmente, el paciente con alteraciones del estado de conciencia se encuentra en riesgo importante de tener problemas con la vía aérea, y con frecuencia requiere de la colocación de una vía aérea definitiva. El paciente inconsciente con traumatismo de cráneo, o con trastorno de conciencia por alcohol y/o drogas, o con lesiones torácicas pueden tener problemas con el esfuerzo ventilatorio. En estos pacientes, la intubación endotraqueal tiene por objetivo: (1) proporcionar una vía aérea (2) suministrar oxígeno suplementario (3) Apoyo ventilatorio (4) Prevenir la aspiración. Mantener la oxigenación y evitar la hipercapnia son pasos críticos en el manejo del paciente traumatizado, especialmente si ha sufrido traumatismo craneano.

2. SIGNO OBJETIVOS – OBSTRUCCIÓN DE LA VÍA AÉREA:

(1) Observar si el paciente se encuentra agitado o estuporoso. Estar pendientes de retracciones y el uso de los músculos accesorios de la ventilación. (2) Escuchar si hay sonidos anormales. La respiración ruidosa es una respiración obstruida. (3) Sentir la localización de la tráquea y determinar si está en la línea media.

3. VENTILACIÓN:

a) Reconocimiento del problema:

Un primer paso es proveer oxígeno al paciente. La ventilación puede estar comprometida por una vía aérea obstruida, pero también por alteraciones de la mecánica ventilatoria o por depresión del sistema nervioso central. Si la respiración no mejora al permeabilizar la vía aérea, deben buscarse otras etiologías. Traumatismos directos de tórax, especialmente con fracturas costales, causan dolor con la respiración y llevan a una ventilación rápida superficial e hipoxemia. La sección medular cervical completa con preservación de los nervios frénicos (C-3,4) resulta en una respiración abdominal y parálisis de los músculos intercostales. En esta circunstancia, puede requerirse ventilación mecánica asistida.

b) Signos objetivos-ventilación inadecuada:

(1) Observar si existe asimetría en los movimientos de inspiración y expiración del tórax y una adecuada amplitud de la expansión. (2) Auscultar la entrada de aire en ambos lados del tórax. La disminución o ausencia de murmullo vesicular alerta sobre posible lesión torácica. (3) Utilizar un oxímetro de pulso para identificar información de saturación de oxígeno y de la perfusión periférica.

c) Manejo:

La valoración de la permeabilidad en la vía aérea y de una ventilación adecuada debe ser realizada en forma rápida y segura. La oximetría de pulso es esencial. Si se identifica o se sospecha un problema, de inmediato deben tomarse medidas para mejorar la oxigenación y reducir el riesgo de alteraciones ventilatorias posteriores. Esto incluye las técnicas de mantenimiento de la vía aérea, vía aérea definitiva, y métodos para proporcionar ventilación suplementaria.

En el caso de los pacientes que usan casco y que requieren el manejo de la vía aérea, la cabeza y cuello deben ser mantenidos en posición neutral, en tanto se realiza la maniobra de retirar el casco, procedimiento que debe ser realizado por dos personas. Una de ellas la inmoviliza manual desde

abajo, en tanto que la otra expande lateralmente el casco y lo retira por arriba. La inmovilización neutral se vuelve a establecer por arriba y se aseguran la cabeza y cuello, en tanto se maneja la vía aérea. En los pacientes con lesión de columna cervical conocida, cortar el casco con una sierra para yesos minimiza el movimiento de dicha región. El oxígeno suplementario debe ser proporcionado antes e inmediatamente después de que las medidas de manejo de la vía aérea han sido realizadas.

d) Técnicas de mantenimiento de la vía aérea:

Si el paciente tiene depresión del estado de conciencia, la lengua puede desplazarse posteriormente y obstruirla hipo faringe. Esta forma de obstrucción se puede corregir fácilmente con la maniobra de elevación del mentón o de tracción de la mandíbula. La vía aérea puede ser mantenida con una cánula oro faríngeo o nasofaríngeo. Las maniobras empleadas para establecer una vía aérea pueden producir o agravar una lesión de la columna cervical. Por tanto, la inmovilización de la columna cervical en posición neutra es esencial durante estos procedimientos.

i. Vía aérea definitiva:

Una vía aérea definitiva requiere un tubo presente en la tráquea con el balón inflado y el tubo conectado a alguna forma de ventilación asistida con el oxígeno enriquecido; la vía aérea debe ser asegurada con tela adhesiva. La vía aérea definitiva puede ser de tres tipos: Tubo oro traqueal, tubo naso traqueal o vía aérea quirúrgica.

ii. Vía aérea definitiva-intubación endotraqueal:

Es importante establecer la presencia o ausencia de fractura de la columna cervical. Una radiografía cervical lateral normal no excluye una lesión. (p. 328)

Trauma torácico

De acuerdo al AHA, “algunos signos de lesión torácica se manifiestan por aumento de la frecuencia respiratoria y un cambio en el ritmo respiratorio, progresando hacia un tipo de respiraciones más superficiales”. (p. 109)

Por lo tanto, las lesiones torácicas mayores que el NAEMT (2014) ha identificado tales que afecten la respiración y que deben ser reconocidas y tratadas durante la revisión primaria, son:

1. NEUMOTÓRAX A TENSIÓN:

Ocurre cuando se produce la pérdida de aire en una lesión que funciona como “una válvula de una sola dirección”, ya sea en el pulmón o a través de la pared torácica. La causa más frecuente de un neumotórax a tensión es la ventilación mecánica con presión positiva durante la ventilación en un paciente que tenga una lesión de la pleura visceral. El neumotórax a tensión también puede ocurrir por fracturas muy desplazadas de la columna torácica.

El neumotórax a tensión es un diagnóstico clínico y el tratamiento no debe retrasarse por estar esperando una confirmación radiológica. Se caracteriza por:

- Dolor torácico
- Falta de aire
- Dificultad respiratoria
- Taquicardia
- Hipotensión
- Desviación de la tráquea
- Ausencia unilateral de murmullo respiratorio
- Distensión de las venas del cuello
- Cianosis

El neumotórax a tensión requiere de una descompresión inmediata, y es tratado inicialmente por medio de la inserción rápida de una aguja gruesa en el segundo espacio intercostal en la línea medio claviclar del hemitórax afectado.

2. NEUMOTÓRAX ABIERTO:

Grandes defectos de la pared torácica al permanecer abiertos, dan como resultado un neumotórax abierto o lesión aspirante de tórax. El equilibrio entre la presión intratorácica y la atmosférica es inmediato; el aire tiende a seguir el camino de menor resistencia a través del defecto de la pared torácica: en esta forma de afecta la ventilación, llevando al paciente a la hipoxia y la hipercarbia.

El tratamiento inicial de un neumotórax abierto, se lleva a cabo de una manera rápida, ocluyendo el defecto con un vendaje estéril oclusivo de tamaño suficiente para cubrir los bordes de la lesión y asegurando tres lados con tela adhesiva. De tal manera que el vendaje funcione como una válvula de escape unidireccional, cuando el paciente inspira, el vendaje se adhiere oclusivamente sobre la lesión, evitando la entrada de aire. Luego, cuando el paciente espira, el borde abierto no sellado del vendaje permite el escape de aire, tan pronto como sea posible se debe colocar un tubo torácico en un sitio lejano a la lesión.

3. TÓRAX INESTABLE:

El tórax inestable ocurre cuando un segmento de la pared torácica pierde la continuidad ósea con el resto de la caja torácica. Esta lesión se asocia generalmente con fracturas costales múltiples, como la fractura de dos o más costillas en dos o más lugares. La presencia de inestabilidad ósea en un segmento de la pared torácica da por resultado alteraciones graves en el movimiento normal.

El tórax inestable puede no ser detectado inicialmente debido a la inmovilidad de la pared torácica. El paciente mueve aire pobremente y el movimiento del tórax es asimétrico y descoordinado. La palpación de los movimientos respiratorios anormales y la crepitación proveniente de las fracturas de las costillas o cartílagos ayudan en el diagnóstico.

El tratamiento inicial incluye una ventilación adecuada, administración de oxígeno húmedo y la reanimación con líquidos endovenosos. En ausencia de hipotensión sistémica, la administración intravenosa de soluciones cristaloides debe ser cuidadosamente controlada para prevenir la sobre

hidratación. El pulmón lesionado en el tórax inestable es sensible tanto a la pobre reanimación del estado de choque como a la sobrecarga de líquidos. En pacientes con tórax inestable, se deben tomar medidas específicas para optimizar la dosificación de los líquidos administrados.

4. HEMOTÓRAX MASIVO:

La acumulación de sangre y líquido en el hemitórax puede comprometer en forma significativa el esfuerzo respiratorio por compresión del pulmón e impedir una ventilación adecuada. El pulso del paciente debe ser evaluado en la calidad, frecuencia y regularidad. Deberá medirse la presión sanguínea y la presión del pulso, y evaluar la circulación periférica mediante la observación del color de la piel y palpando la temperatura.

El paciente debe estar conectado a un monitor cardíaco y un oxímetro de pulso. Los pacientes que sufren trauma torácico, especialmente en el área del esternón, o los que sufren de una desaceleración rápida, son susceptibles de lesiones del miocardio que pueden llevar a arritmias, las que ocurren más fácilmente si se asocia hipoxia y/o acidosis.

El tratamiento inicial del hemotórax masivo consiste en la restitución del volumen sanguíneo y simultáneamente la descompresión de la cavidad torácica. A través de líneas venosas de grueso calibre se inicia la infusión rápida de cristaloides, y en cuanto sea posible de sangre de tipo específico. La sangre que sale a través del tubo torácico puede ser recolectada en un aparato para autotransfusión. Se coloca un tubo torácico #38 French a nivel de pezón, anterior a la línea axilar media, y se continúa una rápida restitución del volumen mientras es llevada a cabo la descompresión de la cavidad torácica.

En resumen, el trauma torácico es común en el paciente con lesiones múltiples, y se puede asociar a problemas que ponen en peligro la vida. Estos pacientes generalmente pueden ser tratados, o los problemas pueden ser aliviados temporalmente, mediante procedimientos relativamente sencillos, como la intubación, ventilación, tubo de toracotomía. La habilidad para reconocer lesiones importantes en estos

pacientes y la destreza para realizar los procedimientos necesarios les puede salvar la vida. (p. 344)

Trauma abdominal

Tal como indica el AHA (2015), “la evaluación de la circulación durante el primer examen incluye un rápido reconocimiento de la posibilidad de hemorragia oculta en el abdomen y la pelvis de cualquier paciente que haya sufrido un trauma cerrado”. (p. 138) Las heridas penetrantes del torso entre el pezón y el perineo también deben ser consideradas como potencialmente causantes de lesión intraabdominal. Las lesiones abdominales no reconocidas continúan siendo causa de muertes prevenibles después de trauma del tronco.

La evaluación de pacientes afectados es a menudo comprometida por intoxicación alcohólica, uso de drogas ilícitas, lesiones del cerebro o la médula espinal, o por lesiones de estructuras adyacentes, como costillas, columna o pelvis. También pueden estar presentes en la cavidad abdominal cantidades importantes de sangre sin un cambio dramático en la apariencia o las dimensiones y sin signos obvios de peritonitis. Cualquier paciente que sufre un traumatismo significativo cerrado del tronco debe considerarse que tiene un traumatismo visceral abdominal o una lesión vascular.

Mecanismos de lesión

1) TRAUMA CERRADO:

Cabe resaltar que, un impacto directo en un choque vehicular puede causar compresión o lesión por aplastamiento de las vísceras. Estas fuerzas deforman los órganos sólidos y huecos, y pueden causar la ruptura con hemorragia secundaria y peritonitis. El AHA (2015) detalla que, “las heridas por desgarramiento en las vísceras abdominales son una forma de aplastamiento que puede ser el resultado de la colocación inadecuada del cinturón de seguridad. En pacientes laparotomizados por trauma

cerrado, los órganos más frecuentemente lesionados incluyen el bazo (40 a 55%), el hígado (35 a 45%), y el intestino delgado (5 a 10%). Adicionalmente, hay 15% de incidencia de hematoma retroperitoneal en pacientes laparotomizados por trauma cerrado”. (p. 139)

TRAUMA PENETRANTE:

Tal como indica el AHA (2015), “las heridas por arma blanca lesionan vísceras adyacentes, más comúnmente el hígado (40%), el intestino delgado (30%), el diafragma (20%) y el colon (15%). Mientras que, las heridas por arma de fuego involucran más al intestino delgado (50%), colon (40%), hígado (30%) y estructuras vasculares abdominales (25%)”. (p. 139) Por lo tanto, las heridas por arma de fuego provocan más lesiones intraabdominales, basadas en la longitud de la trayectoria en el cuerpo, como así también por la mayor energía cinética y la posibilidad de rebotar en las estructuras óseas.

TRAUMA CERRADO:

El hígado, el bazo y el riñón son los órganos predominantemente lesionados después de trauma abdominal cerrado. Pueden presentarse dificultades en el diagnóstico con lesiones del diafragma, duodeno, páncreas, sistema genitourinario o intestino delgado. Ver Tabla N° 2.

Tabla N° 2 Lesiones del Tronco y Cervicales por Dispositivos de Seguridad

Lesiones del Tronco y Cervicales por Dispositivos de Seguridad

Dispositivo de Seguridad	Lesión
Cinturón de abdomen	<ul style="list-style-type: none"> • Desgarro o avulsión del mesenterio • Ruptura del intestino delgado o colon • Trombosis de la arteria ilíaca o aorta • Fractura de Chance de las vértebras lumbares
<ul style="list-style-type: none"> • Compresión • Hiperflexión 	
Cinturón de hombros	<ul style="list-style-type: none"> • Ruptura de la íntima o trombosis de la arteria innominada, carótida, subclavia o vertebrales • Fractura o luxación de la columna cervical • Desgarro de la íntima o trombosis de la arteria subclavia • Fracturas costales • Contusión pulmonar • Ruptura de víscera abdominales altas • Abrasiones corneales, queratitis • Abrasiones de la cara, cuello, tórax • Ruptura cardíaca • Fracturas de la columna cervical o torácica • Fracturas de la columna cervical
<ul style="list-style-type: none"> • Sumersión • Compresión 	
Bolsa de aire	
<ul style="list-style-type: none"> • Contacto • Contacto/desaceleración • Flexión (sin sujeción) • Hiperextensión (sin sujeción) 	

Nota. Recuperado de “Programa Avanzado de Apoyo Vital en Trauma para Médicos ATLS”, AHA, 2016, p. 147.

LESIONES ESPECÍFICAS:

Pueden ocurrir en el Diafragma, duodeno, páncreas, genitourinario, intestino delgado, lesiones en órganos sólidos; las cuales serán atendidas en el hospital.

FRACTURAS PÉLVICAS Y LESIONES ASOCIADAS:

La pelvis incluye el sacro, los huesos innominados (ilíaco, isquion y pubis), además de un gran número de complejos ligamentosos. Las fracturas de la pelvis sugieren que fueron aplicadas al paciente fuerzas importantes. Este tipo de lesiones es usualmente el resultado de atropellamientos, choques de autos o motocicletas. Las fracturas pélvicas tienen una asociación significativa con lesiones a estructuras viscerales y vasculares intraperitoneales y retroperitoneales

Biomecánica del cuerpo humano

De acuerdo a Balthazard (2015), “los conceptos de biomecánica, entendida como la ciencia del estudio de las fuerzas y de los efectos de la aplicación sobre el cuerpo humano, han evolucionado mucho. En gran parte, esta evolución se ha producido gracias a la mejora de nuestros conocimientos sobre el cuerpo humano, en relación con el cual se ha establecido un sistema de referencia anatómico donde se dibujan planos y ejes: ello ha hecho posible la descripción estandarizada de los movimientos de las articulaciones del cuerpo”. (p. 2) Por lo tanto, es posible determinar las propiedades mecánicas de los biomateriales del cuerpo humano, es decir, tejidos, órganos, músculos, huesos.

Asimismo, Balthazard (2015) identifica que “los biomateriales se someten a tensiones a través de las fuerzas internas o externas”. (p. 3) Estas fuerzas comportan, según la dirección, variaciones de longitud o de angulación: la deformación. Por ello, Balthazard (2015) concluye que “la cantidad de deformación es proporcional, entre otras cosas, a la cantidad de fuerza y a las propiedades de los materiales o los tejidos. Puede ser de tipo elástico, que corresponde a una zona donde el tejido recupera la longitud inicial cuando se elimina la fuerza, o de tipo de plástico, que es el

caso de la zona donde el tejido se somete a cambios irreversibles. Por último, los conceptos de cinemática y cinética, aplicables al ser humano, también permiten explicar y evaluar las velocidades de movimiento, ya sea del cuerpo con respecto al entorno o de uno de los segmentos en relación con el resto del cuerpo o en el espacio, y las aceleraciones”. (p. 6)

A continuación, se expone la biomecánica referida a las intervenciones prehospitalarias:

1) Reanimación cardiopulmonar:

De acuerdo al AHA (2015), indica que “las compresiones en el pecho crean un flujo de sangre principalmente al aumentar la presión intratorácica y en la compresión directa en el corazón, la cual a la vez resulta en un flujo sanguíneo crítico que entrega oxígeno al corazón y al cerebro. Los técnicos emergencistas a menudo no comprimen el pecho lo suficientemente profundo a pesar de la recomendación de empujar fuerte”. (p. 7) Asimismo, el American College of Cardiology (2017) incorpora una nueva evidencia sobre el potencial de un umbral superior a 6 cm de compresión, más allá de las complicaciones que pueden ocurrir. La profundidad de compresión puede ser difícil de dimensionar sin el uso de dispositivos de medición y la identificación de la profundidad de compresión.

Además, el AHA (2015) indica la importancia que los técnicos emergencias sepan que la recomendación de la profundidad de compresión se basa en un estudio específico el cual determinó que las lesiones por exceso de profundidad de compresión no fueron potencialmente mortales.

Por lo tanto, se observa que la fuerza de compresión es un factor que debe ser tomado en cuenta para obtener un buen resultado durante la maniobra de RCP. Cabe resaltar que según Geddes, Boland y Vitter (2007), concluyen que “una adecuada compresión durante la maniobra de RCP es entre 100 a 125 lb, la cual se traduce a un rango entre 45 y 57 kg”. (p. 45) Además, el mismo informe concluye que “la mayoría de los

participantes (entrenados o no entrenados) no alcanzaban la fuerza ni la profundidad de compresión de 6 cm. Incluso observó que sólo el 60% de los participantes entrenados superaban los 57 kg durante la aplicación de la maniobra RCP, mientras que sólo el 37% de los participantes no entrenados lograron superar los 57 kg”. (p. 5)

Comportamiento del tórax durante la respiración:

De acuerdo a Adedoyin (2012), expone que “el promedio de adultos hombres entre 20 y 30 años tiene una expansión torácica que incrementa en 2.5cm durante la fase de inspiración”. (p. 3) Esta medición se basa en el perímetro formado alrededor de la quinta vértebra torácica medida en las fases de expiración e inspiración.

Comportamiento de la presión arterial:

De acuerdo a Balthazard (2015), el sistema cardiaco en estado normal para una persona adulta tiene valores de 120/80 mmHg. Donde 120 mmHg es el valor de presión sistólica, es decir, cuando el corazón se contrae, y 80 mmHg es el valor de presión diastólica, cuando el corazón se relaja (expande).

La presión arterial se mide en milímetros de mercurio (mmHg) debido a las propiedades físicas del mercurio. Siendo las más importantes, la alta densidad y la baja viscosidad en un amplio rango de temperatura. El mercurio es usado para la medición de presión debido a que no se evapora fácilmente, brindando medidas consistentes y reproducibles en el tiempo.

Tomando en cuenta los valores de presión normal, al convertirlos al sistema internacional de unidades (SI), se obtiene que un adulto alcanza una presión arterial de 2.32/1.55 psi (0.16/0.11 kg/cm²).

De acuerdo al American College of Cardiology (2017), establece nuevas clasificaciones de presión arterial las cuales son mostradas en la Tabla N° 3. (p. 1)

Tabla N° 3 Clasificación de la presión arterial según los valores medidos por un
Clasificación de la presión arterial según los valores medidos por un esfigmomanómetro.

Categoría	Presión sistólica		Presión diastólica
Normal	< 120 mmHg	Y	< 80 mmHg
Elevada	120-129 mmHg	Y	< 80 mmHg
Hipertensión: Fase 1	130-139 mmHg	O	80-89 mmHg
Hipertensión: Fase 2	> 140 mmHg	O	> 90 mmHg
Hipertensión con carácter de urgencia	> 180 mmHg	Y/O	> 120 mmHg
Hipertensión con carácter de emergencia	> 180 mmHg + daño de órgano	Y/O	> 120 mmHg + daño de órgano

Nota: Recuperado de *Highlights from the 2017 Guideline for the Prevention, Detection, Evaluation and Management of High Blood Pressure in Adults, American College of Cardiology, 2017.*

Maniquí de trauma

La definición que establece Thoureen, T. y otros autores (2013), es que “el maniquí de trauma representa al resultado del aprendizaje de la atención médica a pacientes en un ambiente seguro”. (p. 4) Principalmente porque el crecimiento de la tecnología permite mejores aplicaciones del entrenamiento por simulación en el campo médico. Donde la simulación de escenarios clínicos realistas, combinados con el uso de la tecnología en un rol articulado, son la clave para el

entrenamiento experimental sin poner en peligro la vida de un paciente real.

La sinergia entre el campo de la medicina emergencista y la educación por simulación no es solo técnica, sino también aspectos importantes de la teoría aprendida que se está empezando a entender. Asimismo, Thoureen (2013) concluye que “encontrar un maniquí de trauma en un estado de salud crítico puede estimular de manera confiable un compromiso emocional y psicológico en los participantes del entrenamiento”. (p 43) Este tipo de nivel de estrés es lo más cercano que se puede llegar a alcanzar entre el conocimiento teórico adquirido y el inicio de las experiencias con pacientes reales.

Características por escenario

A continuación, se describen las características de los maniquís de trauma que Thoureen (2013) identifica para el escenario de una emergencia por trauma según los casos que se listan:

- Politraumatismo – neumotórax y fractura de pelvis

El politraumatismo refiere a la condición en la cual el paciente ha sido sujeto de múltiples lesiones de trauma. En Estados Unidos, es común manejar este tipo de pacientes siguiendo el ATLS (Advance Trauma Life Support, por sus siglas en inglés). El cual brinda un procedimiento para el manejo inicial y un procedimiento cuando el paciente ha sido estabilizado.

Los objetivos principales del entrenamiento son:

- 1) Demostrar una apropiada evaluación de trauma,
- 2) Identificar y manejar apropiadamente un neumotórax
- 3) Reconocer y manejar apropiadamente una hipotensión en un paciente con politrauma
- 4) Demostrar el uso apropiado de la examinación según el protocolo FAST, por las siglas en inglés de evaluación enfocada con sonografía en trauma

5) Identificar y manejar apropiadamente una fractura de pelvis

Por otro lado, los objetivos secundarios son:

- 1) Demostrar una interacción apropiada con el paciente
- 2) Reconocer las indicaciones de otros miembros del equipo médico

En este caso clínico, el autor considera que el maniquí de trauma recrea a una mujer de 25 años que se encuentra asegurada en una camilla con un tabique en el tobillo izquierdo que fue estabilizado durante la intervención prehospitalaria. Presenta un sangrado de la vagina y tiene un collarín cervical colocado. La duración de la sesión es aproximadamente de 1 hora y es capaz de realizarse en cualquier ambiente que sea seco, a una temperatura entre 15 y 30°C y no esté más de 4 horas expuesto al sol.

El caso, inicia con una paciente consciente y con dolor en el pecho, interactuando con el participante e indicando que tiene dificultad para respirar. Asimismo, presenta las siguientes condiciones físicas:

- Signos vitales: 36.4°C, presión 105/69, latidos por minuto 136, frecuencia respiratoria 26, saturación de oxígeno al 100%.
- Cabeza: sin signos de trauma
- Ojos: Pupilas a 4mm y reactivos
- Boca: vía aérea liberada
- Cuello: tráquea desviada hacia la derecha y distensión en la jugular derecha
- Corazón: Taquicardia y regular, pulso distal presente
- Pulmones: Taquipnea, no hay sonidos de respiración en el lado izquierdo
- Pecho: Con moretones por la correa del hombro
- Abdomen: Suave, sin tensión o distensión. Sin moretones en el abdomen
- Genitales/ recto: Sangrado vaginal, recto normal

- Extremidades: Pelvis inestable, deformidades y moretones en el tobillo izquierdo
- Piel: Moretones en el pecho y tobillo izquierdo
- Neurología: Gemidos de dolor, ojos abiertos en la línea de base. Responde a las preguntas y sigue los comandos adecuadamente. No hay entumecimiento reportado. Tiene dificultad para mover las extremidades inferiores secundarias al dolor.
- Paciente con fractura, sin pulso, con rhabdomiolisis en la extremidad inferior y fractura de la columna cervical

Los objetivos principales del entrenamiento son:

- 1) Reconocer los signos clínicos de un paciente sin pulso
- 2) Ordenar apropiadamente el tratamiento para un paciente con rhabdomiolisis
- 3) Reconocer una fractura con una arteria vascular comprometida y ordenar una maniobra de emergencia
- 4) Reconocer un paciente con shock neurogénico de manera temprana y tratarlo apropiadamente
- 5) Ejecutar una técnica apropiada de intubación para un paciente con fractura cervical

Por otro lado, los objetivos secundarios son:

- 1) Demostrar una interacción apropiada con el paciente
- 2) Reconocer las indicaciones de otros miembros del equipo médico

En este caso clínico, el autor considera que el maniquí de trauma recrea a una mujer de 33 años que tiene una férula en la articulación de la rodilla y un vendaje en la tibia. La duración de la sesión es aproximadamente de 1 hora y es capaz de realizarse en cualquier ambiente que sea seco, a una temperatura entre 15 y 30°C y no esté más de 4 horas expuesto al sol.

El caso, inicia indicando que fue encontrado por escaladores después de haber caído de una cornisa cuando escalaba. El paciente se encuentra inconsciente, pero respirando. Estuvo en el exterior aproximadamente 8 horas antes de ser encontrada. Asimismo, presenta las siguientes condiciones físicas:

- Signos vitales: 36.7°C, presión 85/60, latidos por minuto 70, frecuencia respiratoria 8, saturación de oxígeno al 96%.
- Cabeza: sin signos de trauma
- Ojos: reaccionan y se abren al dolor.
- Cuello: con collarín cervical, el paciente gime al palparlo
- Corazón: Taquicardia, no hay quejas del paciente
- Pulmones: auscultación limpia, ambos pulmones ventilan
- Abdomen: Suave, sin distensión
- Recto: Color normal, pero el paciente no responde a la prueba de sensación en el área perianal.
- Pelvis: Pelvis estable, sin deformidades
- Extremidades: Sin pulso en el pie izquierdo. El paciente no mueve las extremidades cuando se lo piden o no parece responder a estímulo de dolor a excepción de la extremidad inferior derecha y las extremidades superiores. Otros miembros del equipo médico, participan indicando que la pierna se ve hinchado y que se siente duro.

Antropometría

La estructura interna del maniquí de trauma está en función a las dimensiones de un adulto promedio de sexo masculino. De acuerdo a Ávila (2015), la dimensión antropométrica de la población latinoamericana puede ser esquematizada en la proporción mostrada en la Figura N° 4.

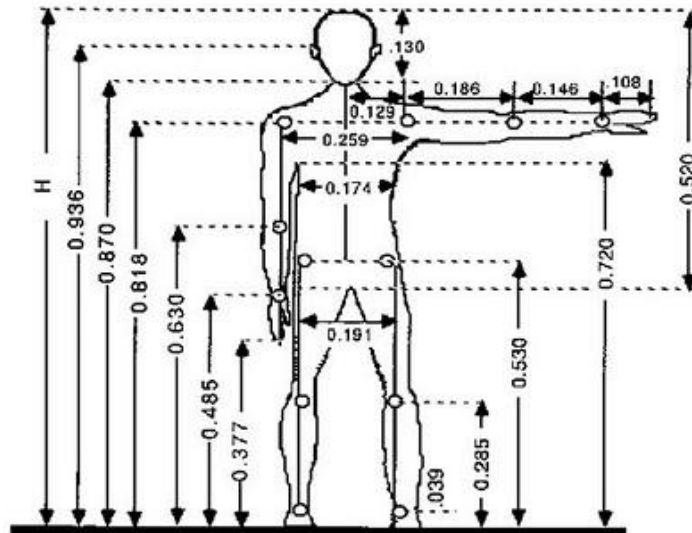


Figura N° 4 Proporción antropométrica de un adulto promedio

Fuente: Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, 2015

Análisis por elementos finitos vía SolidWorks

De acuerdo a Akin (2010), “el método de elementos finitos es una herramienta de análisis numérico ampliamente utilizado para la ingeniería, teniendo como principales ventajas que puede ser aplicada a cualquier figura de cualquier material, en cualquier número de dimensiones. La forma en la que la figura es soportada o sujeta a una fuente externa (fuerzas, presiones, flujo de calor, etc.) puede ser bastante general. El método de elementos finitos brinda un proceso estándar para la conversión de las principales energías gobernantes o ecuaciones diferenciales gobernantes en un sistema de ecuaciones que puede ser resuelto para una solución aproximada”. (p. 59)

Por lo tanto, cuando el método de elementos finitos es aplicado a un análisis específico (como análisis de esfuerzo, análisis térmico o análisis de vibración) es referido como un análisis de elementos finitos.

El concepto básico del método de elementos finitos es el de reemplazar cualquier figura compleja con la unión (sumatoria) de todas las figuras simples que la componen (como triángulos) los cuales son combinados apropiadamente a la figura original. Mientras más simple y pequeña sea la figura, habrá un mayor requerimiento de cálculo por elementos finitos.

Con el objeto de ilustrar este concepto, se muestra la Figura N° 5 que representa el área enmallada por triángulos simples.

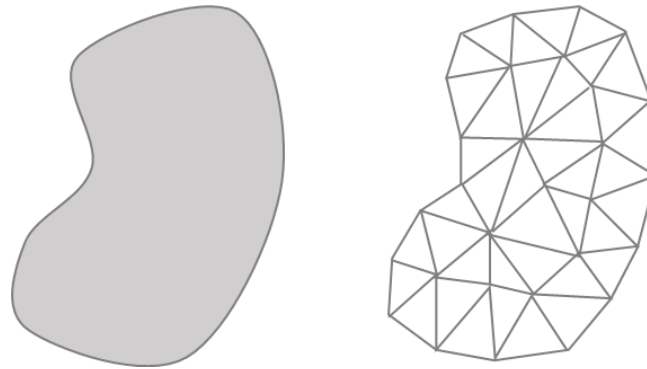


Figura N° 5 Área enmallada por triángulos simples

Fuente: Elaboración propia

Siendo el área de la figura original la sumatoria del área de todos los triángulos individuales representada por la Ecuación (1).

$$A = \sum_{e=1}^n A^e = \sum_{e=1}^n \int_{A^e} dA \dots\dots\dots (1)$$

Etapas del análisis por elementos finitos

Tal como indica Akin (2010), “el análisis de elementos finitos envuelve un número de incertidumbres que impacta en la precisión y confiabilidad de cada etapa del análisis y los resultados”. (p. 65) Por lo tanto, se listan las principales incertidumbres del análisis de elementos finitos:

Elaboración de la(s) pieza(s) en un modelador de sólidos. Durante el diseño de piezas es fácilmente cometer el error de dibujar líneas, superficies o vacíos interiores demasiado pequeños que pueden llegar a detectarse al hacer un acercamiento a la pieza. La mayoría de los softwares de diseño tienen rutinas que revisan y reparan tales problemas antes de iniciar un análisis de elementos finitos, sin embargo, es necesario tener estas consideraciones al realizar los diseños de piezas. Es necesario considerar los esfuerzos mecánicos a los que estarán sujetas las piezas desde el diseño. Asimismo, siempre hay que mallar la pieza de

estudio de manera individual antes de estudiar el ensamblaje con otras piezas.

Simplificar el modelo de la pieza para el mallado. El modelo de la pieza puede tener características de diseño tales como un logo de alto relieve, el cual no es necesario incluir en el análisis mecánico. Por lo tanto, es recomendable suprimir esta operación y no considerarla en el estudio.

Combinar múltiples piezas en un ensamblaje. Desde el punto de vista geométrico, al incluir todas las piezas, los ensamblajes pueden verse tal como se esperaban. Sin embargo, la relación geométrica entre piezas es un aspecto distinto a las relaciones físicas entre ellas (tales como desplazamientos, esfuerzos o temperatura). Teniendo que usar contactos físicos entre muchas piezas hace que el problema lineal requiera muchas iteraciones de solución que tardará más tiempo en ejecutar y puede que falle al converger todas las soluciones de análisis.

Selección del tipo de elemento. SolidWorks cuenta con los elementos más importantes tales como barras de armadura, vigas y placas. Esta selección de elementos se basa en la figura de la pieza de tal manera que el cálculo pueda ser determinado con mejor precisión y en menor tiempo.

Mallado de la pieza o del ensamblaje. La regla general es que en el análisis de elementos finitos el procesador de la computadora no tiene los suficientes recursos para el cálculo. Por lo tanto, siempre se debe utilizar un enmallado tosco que simplifique el cálculo. Sin embargo, para tener un estudio preciso, se requiere un mallado más detallado sobre las regiones que estarán sobre un esfuerzo significativo.

Asignación de un material lineal a cada parte. SolidWorks cuenta con una librería de materiales con propiedades lineales (mecánicas, térmicas y fluidos) para los materiales comúnmente utilizados. Esta información es tabulada según las propiedades experimentales que han sido determinadas. Es una información aceptable para la mayoría de piezas analizadas, sin embargo, dependiendo del diseño, deberá ingresarse un factor de seguridad.

Selección de las regiones de la pieza que estarán bajo esfuerzos y cargas. En caso de haber piezas o superficies que no son significativas para el cálculo, SolidWorks permite suprimir estas operaciones para que no sean incluidas en el cálculo. (p. 72)

Análisis de esfuerzo estático

Asimismo, Akin (2010) indica que:

Inicialmente se consideran dos formulaciones: la forma continua del sólido y la forma de la cáscara. Difieren en que la forma continua utiliza sólo vectores de desplazamiento, mientras que la forma de cáscara utiliza vectores de desplazamiento y vectores de rotación en los nodos del elemento.

Los componentes del desplazamiento producto de la deformación son nombrados usualmente u , v , w en función a las direcciones x , y , z , respectivamente. Por lo tanto, la deformación (ϵ) es el cambio de la dimensión sobre la dimensión original según la componente de dirección. Es decir, $\epsilon_x = \delta u / \delta x$ para la componente en la dirección x , $\epsilon_y = \delta v / \delta y$ para la componente en la dirección y , y finalmente, $\epsilon_z = \delta w / \delta z$ para la componente en la dirección z .

La deformación es la medida de la fuerza por unidad de área actuando sobre un punto de interés que pertenece al plano de un cuerpo. Por lo tanto, la información geométrica (deformación) expresada previamente será multiplicada por la propiedad física del material para definir una nueva escala física: el esfuerzo. La cual es directamente proporcional a la carga aplicada. Esta relación es conocida como la Ley de Hooke la cual está expresada en la Ecuación (2). Donde E contiene el módulo elástico y la relación de Poisson del material.

$$\sigma = E\epsilon \dots\dots\dots (2)$$

En la Figura N° 6, se observa los componentes de esfuerzo en 2 dimensiones y 3 dimensiones. El esfuerzo normal y el esfuerzo cortante representan la fuerza normal por unidad de área y la fuerza tangencial por unidad de área, respectivamente. (p. 81)

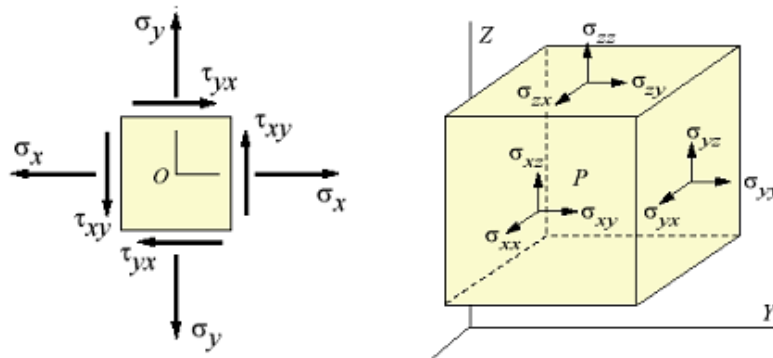


Figura N° 6 Componentes de esfuerzo en un plano de 2 dimensiones y en sólidos de 3 dimensiones

Fuente: Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

Simulación en SolidWorks

Opciones de restricción estructural

Akin (2010) indica que “las piezas diseñadas en SolidWorks pueden ser restringidas y cargadas de diferente manera”. (p. 82) La Tabla N° 4 lista las actuales restricciones y opciones para los sólidos en SolidWorks.

Tabla N° 4 Opciones de análisis de esfuerzo en sólidos

Opciones de análisis de esfuerzo en sólidos

Tipo	Descripción
Simetría circular	Los segmentos repetidos periódicamente tienen los mismos desplazamientos conocidos.
Fijaciones	Todas las traslaciones y rotaciones son nulas en caras, aristas o vértices.
Bisagra fija	En una cara cilíndrica, solo los desplazamientos circulares son permitidos.
Inamovible	Todas las traslaciones son cero en caras, aristas o vértices.
En caras cilíndricas	Todas las coordenadas cilíndricas de desplazamiento normal y/o superficies cilíndricas son establecidas.
En caras planas	Desplazamiento normal y/o tangentes a una cara plana.
En caras esféricas	Las coordenadas esféricas de desplazamiento normal y/o en una superficie esférica son establecidas.
Rodillo	Dos desplazamientos tangenciales a una cara plana son permitidos.
Usar una geometría de referencia	Una cara, arista o vértice pueden trasladar una cantidad relativa especificada para una referencia de plano y eje.

Nota. Recuperado de las Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

Opciones de carga estructural disponible

Akin (2010) detalla que, “muchos sistemas de elementos finitos tienen un amplio rango de fuentes mecánicas para cargar las cuales pueden ser aplicadas a puntos, curvas, superficies y volúmenes”. (p.85) En el caso de SolidWorks, se listan los tipos de carga en la Tabla N° 5.

Tabla N° 5 Cargas estructurales que son aplicables a un estudio estructural

Cargas estructurales que son aplicables a un estudio estructural

Tipo	Descripción
Carga	Carga no uniforme en una cara cilíndrica.
Fuerza centrífuga	Fuerzas radiales del cuerpo centrífugo para la velocidad angular y/o fuerzas tangenciales del cuerpo desde la aceleración angular alrededor de un eje.
Fuerza	Fuerza o momento resultante sobre un vértice, curva o superficie.
Gravedad	Gravedad o aceleración lineal sobre un cuerpo.
Presión	Presión normal y/o tangencial que actúa sobre una superficie seleccionada.
Carga remota	Permite cargas o masas remotas de la pieza tratando el objeto omitido como rígido.
Temperatura	Temperatura de las curvas, superficies o cuerpos seleccionados.

Nota. Recuperado de las Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

Materiales disponibles para estudios de esfuerzo

Las propiedades mecánicas de los materiales que están disponibles en SolidWorks se listan en la Tabla N° 6. Akin (2010) indica que, “si estas propiedades cuentan con los componentes en las direcciones x, y, z que pueda requerir un diseño anisotrópico, es decir, que depende de la dirección”. (p. 87)

Tabla N° 6

Propiedades mecánicas encontradas en SolidWorks

Símbolo	Rótulo	Descripción
E	EX	Módulo elástico (Módulo de Young)
μ	NUXY	Rango de Poisson
G	GXY	Módulo de corte
ρ	DENS	Densidad de masa
σ_t	SIGXT	Esfuerzo de tensión
σ_c	SIGXC	Esfuerzo de compresión
σ_y	SIGYLD	Esfuerzo de campo
α	ALPX	Coefficiente de expansión térmica

Nota. Recuperado de las Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

Resultados de estudio de esfuerzo

Akin detalla que, “un estudio de esfuerzo que ha sido ejecutado exitosamente creará una suma de resultados adicionales que pueden ser observados en una fase posterior al procesamiento del estudio inicial. Los desplazamientos son la variable primaria que SolidWorks determina en el estudio”. (p. 91) La Tabla N° 7 muestran los componentes de los desplazamientos disponibles y las reacciones que crean si el desplazamiento se usa como restricción.

Tabla N° 7

Propiedades mecánicas encontradas en SolidWorks

Símbolo	Rótulo	Ítem	Símbolo	Rótulo	Ítem
U_x	UX	Desplazamiento en dirección x	R_x	RFX	Fuerza de reacción en dirección x
U_y	UY	Desplazamiento en dirección y	R_y	RFY	Fuerza de reacción en dirección y
U_z	UZ	Desplazamiento en dirección z	R_z	RFZ	Fuerza de reacción en dirección z
U_r	URES	Desplazamiento resultante	R_r	RFRES	Fuerza de reacción resultante
Θ_x	RX	Rotación en dirección x	M_x	RMX	Momento de reacción en dirección x
Θ_y	RY	Rotación en dirección y	M_y	RMY	Momento de reacción en dirección y
Θ_z	RZ	Rotación en dirección z	M_z	RMZ	Momento de reacción en dirección z
			M_r	MRESR	Momento de reacción resultante

Nota. Recuperado de las Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

Asimismo, Akin (2010) indica que “luego de determinar los desplazamientos, SolidWorks muestra los resultados del análisis de fuerza y esfuerzo. Los componentes del esfuerzo disponibles en el centroide del elemento o en un nodo promedio, se muestran en la Tabla N° 8. Asimismo, la Figura N° 7 muestra la representación vectorial de los

esfuerzos normales (SX, SY, SZ) y los esfuerzos cortantes (TXY, TXZ, TYZ). Mientras que la Figura N° 8, muestra los vectores de los esfuerzos normales principales (P1, P2, P3) para cada uno de los esfuerzos normales (x, y, z), respectivamente. Estos esfuerzos pueden ser usados para calcular el valor de criterio de falla de von Mises. Es un valor escalar que tiene las unidades de esfuerzo, pero que es una medida de la energía de tensión de distorsión". (p. 95) Por lo tanto, se observa que el esfuerzo efectivo de von Mises es usado para predecir la ocurrencia de falla cuando el valor calculado alcanza el esfuerzo de campo.

Tabla N° 8

Resultados de esfuerzo en elemento o nodo

Símbolo	Rótulo	Ítem	Símbolo	Rótulo	Ítem
σ_x	SX	Estrés normal paralelo al eje x	σ_1	P1	1er esfuerzo normal principal
σ_y	SY	Estrés normal paralelo al eje y	σ_2	P2	2do esfuerzo normal principal
σ_z	SZ	Estrés normal paralelo al eje z	σ_3	P3	3er esfuerzo normal principal
T_{xy}	TXY	Esfuerzo cortante en dirección Y, en plano normal al eje x	T_1	INT	Intensidad de tensión el doble de la tensión de corte máxima.
T_{xz}	TXZ	Esfuerzo cortante en dirección Z, en plano normal al eje x			
T_{yz}	TYZ	Esfuerzo cortante en dirección Z, en plano normal al eje y	σ_{vm}	VON	Esfuerzo de von Mises (criterio de fallo de energía distorsionante)

Nota. Recuperado de las Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

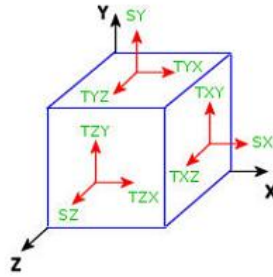


Figura N° 7 Vectores de esfuerzo normal y cortante

Fuente: Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

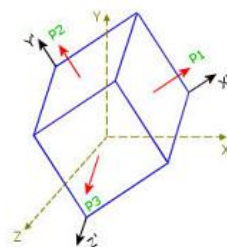


Figura N° 8 Vectores del esfuerzo normal principal

Fuente: Conceptos de Análisis de Elementos Finitos vía SolidWorks, Akin (2010)

Impresión 3D

Actualmente, la manufactura de piezas por impresoras 3D con tecnología FDM/FFF se basa en el uso de hilos plásticos con distintas características mecánicas. A continuación, se resume en la siguiente tabla la comparación de las características mecánicas de cada uno.

Tabla N° 9

Características mecánicas de plásticos usados en impresión 3D

	Plástico ABS	Plástico PLA	Nylon	Polycarbonato
Módulo de elasticidad a la tracción	1681.5 MPa	2345.5 MPa	579 MPa	2134 MPa
Esfuerzo de tracción a la deformación	39 MPa	49.5 MPa	27.8 MPa	-
Esfuerzo de tracción a la rotura	33.9 MPa	45.6 MPa	34.4 MPa	76.4 MPa
Resistencia a la flexión	70.5 MPa	103 MPa	24 MPa	111 MPa
Módulo de flexión	2070 Mpa	3150 MPa	463.5 MPa	2410 MPa
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23°C)	10.5 kJ/m ²	5.1 kJ/m ²	34.4 kJ/m ²	4.1 kJ/m ²
Dureza	76 (Shore D)	83 (Shore D)	74 (Shore D)	82 (Shore D)
Gravedad específica	1.1	1.24	1.14	1.18 – 1.2

Nota. Recuperado de las hojas técnicas del fabricante Ultimaker LTD. (2018)

El fabricante Ultimaker LTD (2018), dispone de las siguientes recomendaciones según la aplicación que tendrá la pieza fabricada:

El plástico ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) es utilizado por varias industrias de impresión 3D por las buenas propiedades mecánicas. Debido a la consistencia de la composición del plástico, minimiza el efecto de deformación durante la impresión y garantiza una adhesión constante entre las capas. Asimismo, recomienda el uso de plástico ABS para la creación de prototipos y piezas complejas funcionales.

Respecto al plástico PLA (ácido poliláctico), se recomienda el uso para una fabricación de piezas en 3D fácil y rápida debido al bajo calor de compactación. Este tipo de plástico brinda buen acabado estético, asimismo, el plástico PLA está compuesto por fuentes orgánicas y renovables.

Por otro lado, el Nylon es reconocido por varios fabricantes por la durabilidad, alta relación de resistencia, peso, flexibilidad, baja fricción y resistencia a la corrosión. Asimismo, por la capacidad de soportar un estrés mecánico significativo el Nylon es una excelente opción para herramientas de impresión 3D y prototipos funcionales.

Finalmente, el PC (polycarbonato) es recomendable para la manufactura de piezas fuertes y resistentes que conserven la estabilidad dimensional cuando se las somete hasta 110 °C de temperatura. Se recomienda usar el filamento de PC para la impresión 3D de moldes, herramientas, prototipos y piezas que se encuentren bajo alto estrés mecánico. (p. 1)

Mecanismo biela manivela corredera

La Figura N° 9 muestra el esquema que una manivela biela corredera, mientras que la Figura N° 10, muestra el diagrama de cuerpo libre del mecanismo. Norton (2003) indica que “para calcular la torsión en el punto A, se asume que la biela y la corredera de la manivela son excéntricas. Asimismo, se despreciarán los pesos de los eslabones y las fuerzas de inercia, de manera que el análisis se realizará de manera estática”. (p. 385)

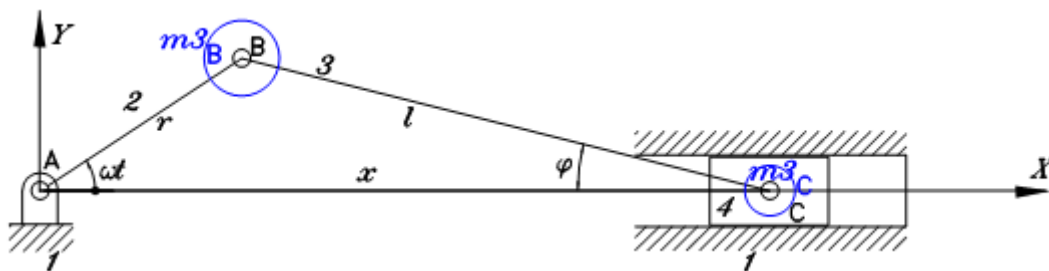


Figura N° 9 Mecanismo de manivela biela corredera

Fuente: Análisis de un mecanismo de manivela biela corredera para propósitos de balanceo de máquinas de combustión interna, Norton (2017)

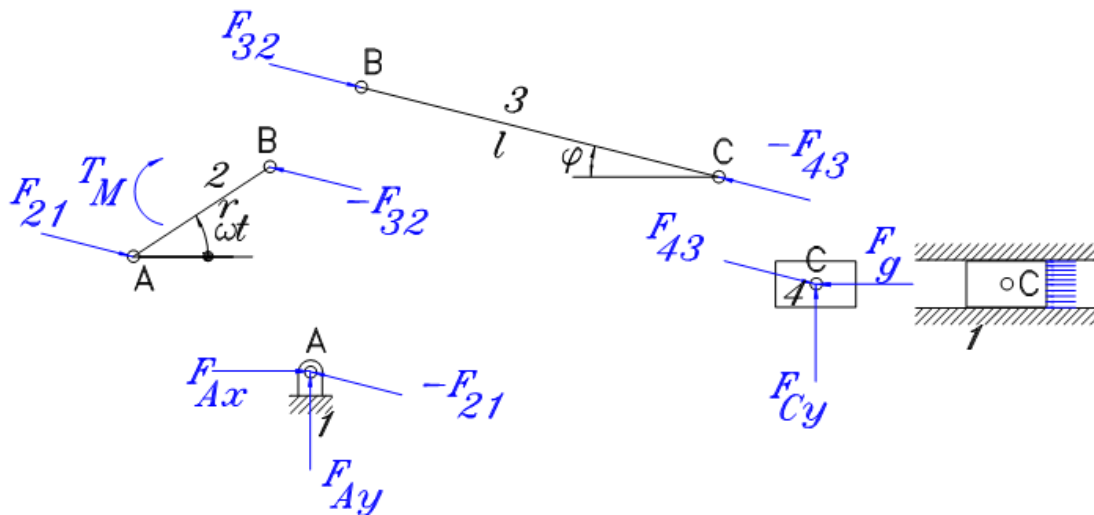


Figura N° 10 Diagramas de cuerpo libre en un mecanismo de manivela biela corredera.

Fuente: Análisis de un mecanismo de manivela biela corredera para propósitos de balanceo de máquinas de combustión interna, Norton (2017)

A partir de ello, Norton (2017), concluye que:

Del diagrama de cuerpo rígido del pistón (punto C), se tiene que:

$$\sum \vec{F} = \vec{0} \quad F_{43x} \hat{i} - F_{43y} \hat{j} - F_g \hat{i} + F_{cy} \hat{j} = \vec{0} \quad \dots\dots\dots (3)$$

Por lo tanto, se tiene que:

$$F_{43x} - F_g = 0 \quad F_{43x} = F_g \quad \text{y} \quad -F_{43y} - F_{cy} = 0 \quad F_{43y} = F_{cy} \quad \dots\dots\dots (4)$$

Sin embargo,

$$F_{43y} = F_{43x} \tan \phi \quad \dots\dots\dots (5)$$

Por lo tanto,

$$\vec{F}_{43} = F_g \hat{i} - F_g \tan \phi \hat{j} \quad \dots\dots\dots (6)$$

Del análisis del eslabón 3, dado que se desprecia el peso del cuerpo y las fuerzas de inercias, el resultado es simple y está dado por:

$$\vec{F}_{32} - \vec{F}_{43} = \vec{0} \quad \dots\dots\dots (7)$$

Por lo tanto,

$$\vec{F}_{32} = \vec{F}_{43} \quad \dots\dots\dots (8)$$

Finalmente, del análisis de la manivela es posible obtener el par de torsión debido al movimiento de la biela. De la ecuación $\sum F=0$, se obtiene que:

$$\vec{F}_{21} - \vec{F}_{32} = \vec{0} \quad \dots\dots\dots (9)$$

Por lo tanto,

$$\vec{F}_{21} = \vec{F}_{32} \quad \dots\dots\dots (10)$$

Las fuerzas F21 y F32 constituyen un par de fuerzas que deben multiplicarse por el par de torsión. Este par de torsión puede calcularse realizando la suma de momentos respecto al punto A, de manera que:

$$\sum \vec{T}_A = \vec{0} \quad \dots\dots\dots (11)$$

$$- T_M \hat{k} = \vec{r}_{B/A} \times (-\vec{F}_{32}) \quad \dots\dots\dots (12)$$

Sabiendo que $r \sin(\omega t) = l \sin(\phi)$, se tiene que:

$$\begin{aligned}
 T_M \hat{k} &= \vec{r}_{B/A} \times \vec{F}_{32} = (r \cos(\omega t) \hat{i} + r \sin(\omega t) \hat{j}) \times (F_g \hat{i} - F_g \tan \phi \hat{j}) \\
 &= -[r \cos(\omega t) F_g \tan \phi + r \sin(\omega t) F_g] \hat{k} = -F_g [r \cos(\omega t) \tan \phi + l \sin \phi] \hat{k} \\
 &= -F_g \tan \phi [r \cos(\omega t) + l \cos \phi] \hat{k} = -F_g \tan \phi x \hat{k} \quad \dots (13)
 \end{aligned}$$

Y, sustituyendo la ecuación aproximada de x, se tiene que:

$$\vec{T}_M = -F_g \tan \phi \left\{ l - \frac{r^2}{4l} + r \left[\cos(\omega t) + \frac{r}{4l} \cos(2\omega t) \right] \right\} \hat{k} \quad \dots (14)$$

Por lo tanto, para determinar el torque del servomotor en cualquier mecanismo de biela-manivela-corredera, se debe considerar: la fuerza de la corredera, la distancia de la biela y la distancia de la manivela. (p. 392)

Sistemas de Realidad Virtual Mixta

Tal como indica Dubois (2010), “actualmente, las interfaces hombre - máquina (HMI, por sus siglas en inglés) no se encuentran limitados a una pantalla y a un teclado. Uno de los aspectos más desafiantes son las interfaces interactivas que integren elementos digitales y físicos de una manera sencilla”. (p. 18) Por lo tanto, el diseño de estos Sistemas de Realidad Virtual Mixta (SRVM) recae en la integración funcional de interfaces físicas como el hardware y mecanismos sensoriales y las interfaces digitales como la simulación con realidad aumentada y realidad virtual.

Técnicas de interacción tangible

Uno de los aspectos que se discute Dubois (2010), es el diseño de técnicas de interacción tangible para sistemas de realidad virtual mixta. Según Dubois, “las técnicas de interacción tangibles optimizan las tareas virtuales de los usuarios, especialmente en la manipulación y control de objetos virtuales 3D en un espacio tridimensional”. (p. 116)

Basado en ello, el diseño de una interface tangible para el usuario debe tener una adecuada forma física de representar una información digital y /o el control de la información digital, luego, se debe integrar este producto real a un sistema interactivo.

Uno de los modelos de interacción que Dubois (2010) recomienda es el modelo de interacción tangible extendido. Se basa en lazos de retroalimentación como consecuencia de una acción. El primer lazo es la retroalimentación tangible inmediata de una acción tangible. Por ejemplo, al posar un estetoscopio sobre el pecho de un maniquí de trauma tendrá una respuesta inmediata pues el usuario sentirá que ha posado la mano sobre la superficie del pecho. El segundo lazo es la retroalimentación digital del evento. Por ejemplo, al tener el estetoscopio en uso, y al detectar que la mano del usuario se encuentra cerca del pecho, se activa una señal de audio que representa al sonido de la respiración de un maniquí de trauma. Este segundo lazo implica un retraso por el proceso computacional que se debe realizar. Finalmente, el tercer lazo es la retroalimentación tangible creada por un actuador. Por ejemplo, al reproducir el audio, se puede activar el movimiento del pecho del maniquí de tal manera que simule que el paciente se encuentra respirando.

Metodología para el diseño de un SRVM

Dubois (2010) detalla una metodología para el desarrollo de un SRVM. Tal como indica, “se basa en integrar el desarrollo de un software para el funcionamiento principal del sistema y el diseño de una interface física apropiada para la interacción con el sistema virtual”. (Pág 329)

Por lo tanto, la metodología propuesta es de un desarrollo armónico en forma de “Y”. El procedimiento de diseño que recomienda Dubois (2010) se describe de la siguiente manera:

- A. El lado izquierdo pertenece a la parte funcional que corresponde a las características operativas que debe tener el SRVM independientemente del aspecto técnico. Dubois (2010) indica que, “se incluye los escenarios de interacción, el análisis de las tareas, las

opciones de interacción, etc. Finalmente, se obtiene la estructura de los objetos de interacción requeridos para el SRVM". (p. 341)

Cabe resaltar que, al determinar un escenario de interacción se establecen aspectos que la parte técnica debe considerar, así como las técnicas de interacción y las características de los dispositivos que deben soportar estas interacciones. Dubois recomienda establecer un diagrama de interacción del escenario que incluya las interacciones tangibles y no tangibles que requiere el escenario.

Asimismo, recomienda establecer una tabla de distribución de las técnicas y elementos de interacción que requiere el escenario. Luego, una descripción del escenario que se pretende ejecutar. Finalmente, la representación gráfica de la distribución de los elementos del SRVM.

B. El lado derecho le corresponde a la parte técnica y las características del simulador del SRVM. Asimismo, Dubois (2010) indica que, "integra las restricciones y opciones técnicas que soporte el SRVM tales como la elección de los dispositivos y las opciones de arquitectura global del sistema". (p. 327)

La selección de los dispositivos se basa en identificar los requerimientos de interacción para mostrar la información digital, la forma de ingresar información al SRVM, un sistema posicionamiento (orientación y localización, por ejemplo) y un dispositivo de comandos por voz.

La descripción de los dispositivos de interacción consiste en detallar las especificaciones técnicas de cada dispositivo de interacción durante las actividades relacionadas con el escenario propuesto en la parte funcional.

C. El lado central integra las características funcionales y técnicas para el diseño del modelo. Siendo el resultado de esta sinergia, la arquitectura del SRVM y los detalles de los componentes. Dubois (2010) indica que "muestra como la interacción de componentes es estructurada y distribuida en todos los dispositivos y como son relacionados con los conceptos de operación del SRVM". (p. 330)

Finalmente, se obtiene el cumplimiento de todos los requerimientos funcionales a través de los dispositivos y tecnologías seleccionadas. Esta relación se puede reflejar en la arquitectura del software para el escenario establecido.

Dubois (2010) concluye que “al separar los aspectos del SRVM, es posible diseñar los detalles de cada uno bajo un método armónico”. (p. 332) Es decir, que las propiedades del aspecto funcional se verán cumplidas en el espacio interactivo que corresponde al aspecto técnico del SRVM.

OpenSpace 3D

OpenSpace3D es un software libre para el desarrollo de proyectos en Realidad Aumentada. El objetivo del software es fortalecer las aplicaciones 3D en tiempo real y brindar una herramienta para proyectos creativos de cualquier complejidad.

Tal como indica I-maginer (2018), “soporta técnicas que soportan realidad aumentada en el desarrollo de aplicaciones. La característica de detección de marcadores que permite detectar una imagen por medio de una cámara, permite desarrollar una aplicación que reconozca varios marcadores y que además las use como una interface de interacción. El software permite importar y ubicar modelos en 3D de hasta 40 formatos de archivo soportados tales como FBX o 3DS”. (p. 5) Por lo tanto, brinda una gran variedad de integración con distintos elementos de desarrollo virtual.

Por otro lado, el software permite integrarse por con otros desarrollos de entrada de señales tales como Leap Motion para interacciones directamente con las manos, Myo armband para reconocimiento de gestos de los brazos, Neurosky para la meditación, Tobii EyeX para la interacción por medio de los ojos y otros dispositivos de comunicación serial y TCP/IP (ver Figura N° 11).



Figura N° 11 Prototipo de una aplicación en realidad virtual con OpenSpace3D

Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO III: DISEÑO DEL MANIQUÍ DE TRAUMA

3.1 Condiciones iniciales

El maniquí de trauma cumple con la finalidad de desarrollar de manera exitosa las actividades planteadas en la presente tesis con las siguientes características funcionales:

Diseño mecánico:

- Una estructura interna resistente con el espacio para insertar los sistemas mecánicos de simulación y con las articulaciones de una persona.
- El material de la estructura interna debe ser termoplástico para fabricación de piezas en 3D.
- El material de la estructura interna debe tener una resistencia a la compresión mayor a 57kg.
- Una capa externa de silicona que cubra la estructura que simule la textura de la piel de una persona.
- Un sistema mecánico que reproduzca el movimiento torácico con una capacidad de 20g/cm², según las frecuencias respiratorias del escenario.
- Un sistema mecánico que reproduzca el pulso radial y carotídeo, latidos por minuto y ritmo cardiaco con una capacidad presión de 0.5kg/cm².
- Un sistema mecánico que simule una resistencia en el cuerpo de hasta 57kg al realizar la reanimación cardiopulmonar (RCP).
- Un sistema mecánico que simule una hemorragia abdominal con una presión máxima de 2 kg/cm².
- Fácil mantenimiento.
- Elementos mecánicos silenciosos.

Diseño eléctrico:

- Tiempo de autonomía de 1 hora.

Diseño electrónico:

- Un sensor de proximidad que mida hasta 60mm de compresión y las frecuencias de las compresiones (30 ciclos por minuto) en la maniobra de RCP.
- Un sistema embebido que controle los parámetros de estado de los servomotores y monitoree el valor de estado del sensor de proximidad.
- Una interface de comunicación de red por protocolo TCP/IP.
- La descripción de un equipo móvil para la visualización de la realidad virtual mixta.

Diseño de informático:

- Un sistema de realidad virtual mixta en un dispositivo móvil con sistema operativo Android que agregue objetos en 3D realistas.
- Contenido de audio que reproduzca voces y sonidos naturales del escenario de entrenamiento.
- Con un sistema de reconocimiento de voz que responda a los comandos del usuario.
- Un sistema cuyos signos vitales puedan variar en tiempo real según los comandos del supervisor del entrenamiento prehospitalario.
- Flexibilidad para elaborar nuevos escenarios de entrenamiento en intervenciones prehospitalaria.

3.2 Diseño Mecánico

El diseño mecánico se divide en 5 etapas:

Composición del maniquí de trauma, recubrimiento externo y estructura interna.

Sistema de movimiento para maniobra de reanimación cardiopulmonar: en él se presenta el diseño correspondiente en el software Solidworks y los cálculos de selección del mecanismo elástico y sensor de movimiento.

Sistema de movimiento torácico: en él se presenta el diseño realizado en el software Solidworks y los cálculos de selección de servomotor según los requerimientos de fuerza.

Sistema de movimiento cardíaco: en él se presenta el diseño correspondiente en el software Solidworks y los cálculos de selección de servomotor según los requerimientos de fuerza.

Composición del maniquí de trauma

Recubrimiento externo

Actualmente, el desarrollo de prótesis utiliza silicona como recubrimiento externo principalmente por la similitud a la dureza de la piel. Por lo tanto, el recubrimiento externo tendrá un compuesto de silicona PlatSil Gel 25, la cual tiene las siguientes propiedades físicas mostradas en la Tabla N° 10. Siendo el acabado final, el recubrimiento mostrado en la Figura N° 12.

Tabla N° 10

Propiedades físicas de silicona Plat GEL 25

Propiedades físicas	Gel 25
Dureza	A25 (ASTM D2240)
Tiempo de trabajo	5 min
Tiempo de desmoldado (25°C sin aditivos)	60 min
Color	Semitraslúcido
Viscosidad de la mezcla (cP)	3,500 cP
Volumen específico (kg/m ³)	1107 kg/m ³

Nota. Recuperado de "Hoja técnica de PlatSil", de Silicone Gels, Polytek Development Corp.



Figura N° 12 Acabado de la silicona para prótesis y maniquí de trauma

Fuente: Elaboración propia

Estructura interna del maniquí de trauma

La Figura N° 13, muestra el diseño de la estructura interna del maniquí de trauma. El diseño se ha realizado en el software SolidWorks, se considera que el material utilizado es un plástico compatible con la manufactura de impresión de piezas en 3D. Asimismo, los compartimentos de los antebrazos, cabeza-cuello y tórax tienen el espacio suficiente para los mecanismos de simulación de:

- a) Sistema de movimiento torácico
- b) Sistema de movimiento cardíaco, en antebrazo y cuello
- c) Sistema de movimiento para maniobra RCP, en tórax

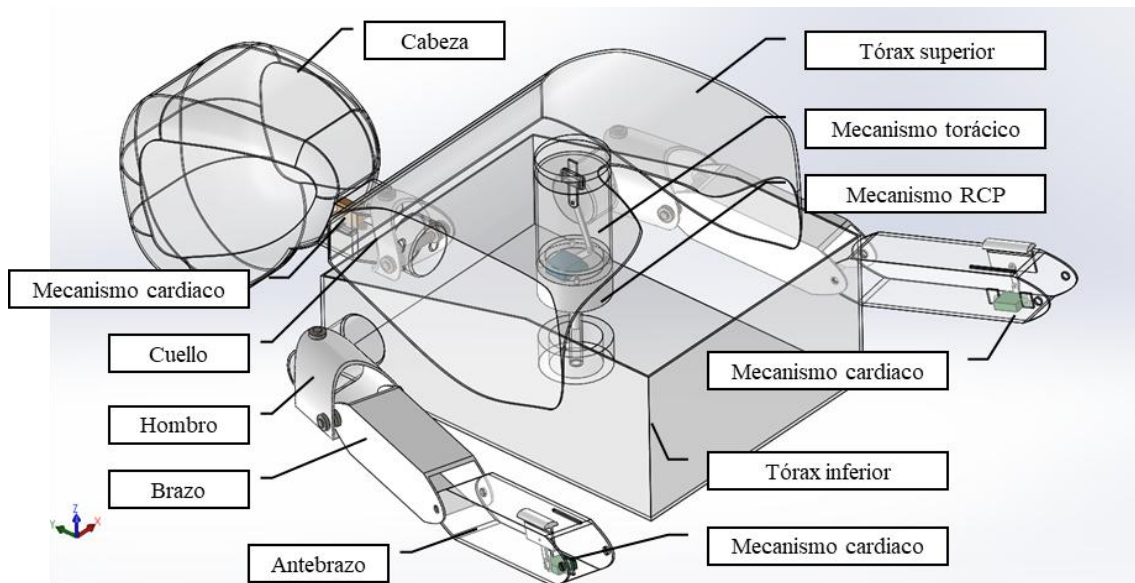


Figura N° 13 Diseño de la estructura interna del maniquí de trauma

Fuente: Elaboración propia

Por otro lado, para determinar que la estructura es capaz de soportar el mayor esfuerzo normal que estará sometido durante las funciones normales, se ha realizado la simulación de la resistencia mecánica considerando que la manufactura de todas las piezas se realiza con el plástico ABS (ver Figura N° 14). En la Figura N° 15, se muestra la simulación del esfuerzo normal generado en la estructura interna causado por la máxima carga axial alcanzada durante una maniobra RCP (57kg). Asimismo, la Figura N° 16 muestra la simulación de la deformación de la estructura interna generada bajo la misma maniobra.

Por lo tanto, al observar que la simulación en SolidWorks indica que el plástico ABS no trabaja fuera de los valores límites de la resistencia mecánica, este se considera como un material aceptable para la presente investigación. Cabe resaltar que, existen diversos materiales plásticos para la fabricación de piezas en 3D, sin embargo, el cálculo determina que el plástico ABS es apropiado para la manufactura de los elementos de la estructura interna del maniquí de trauma.

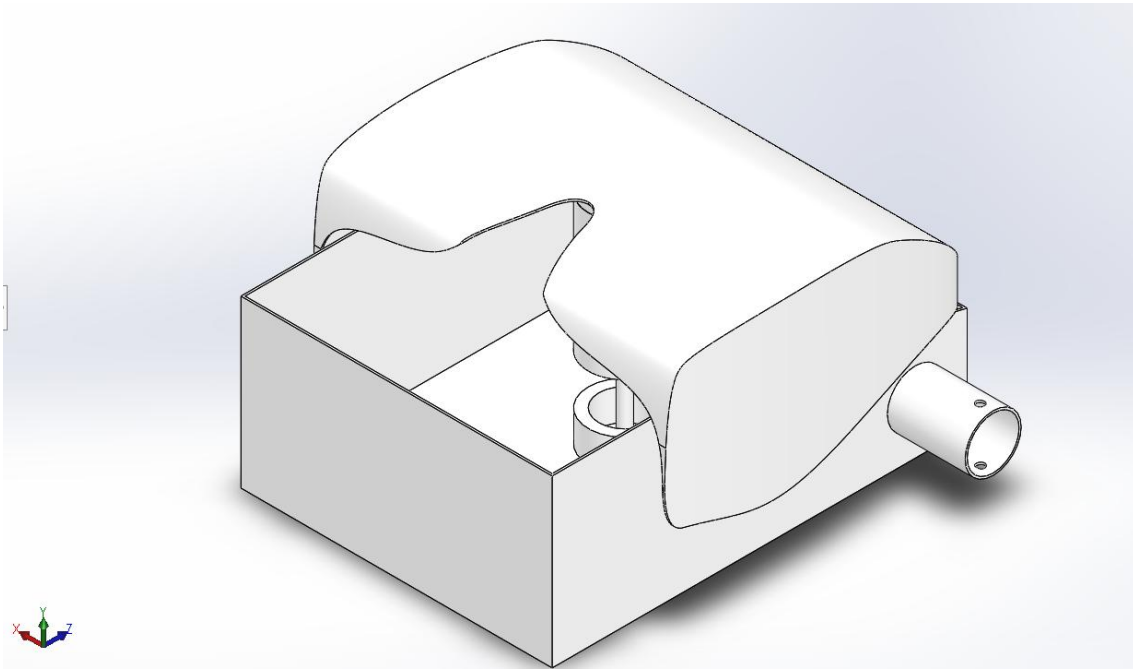


Figura N° 14 Diseño de piezas de la estructura interna del tórax con material plástico ABS

Fuente: Elaboración propia.

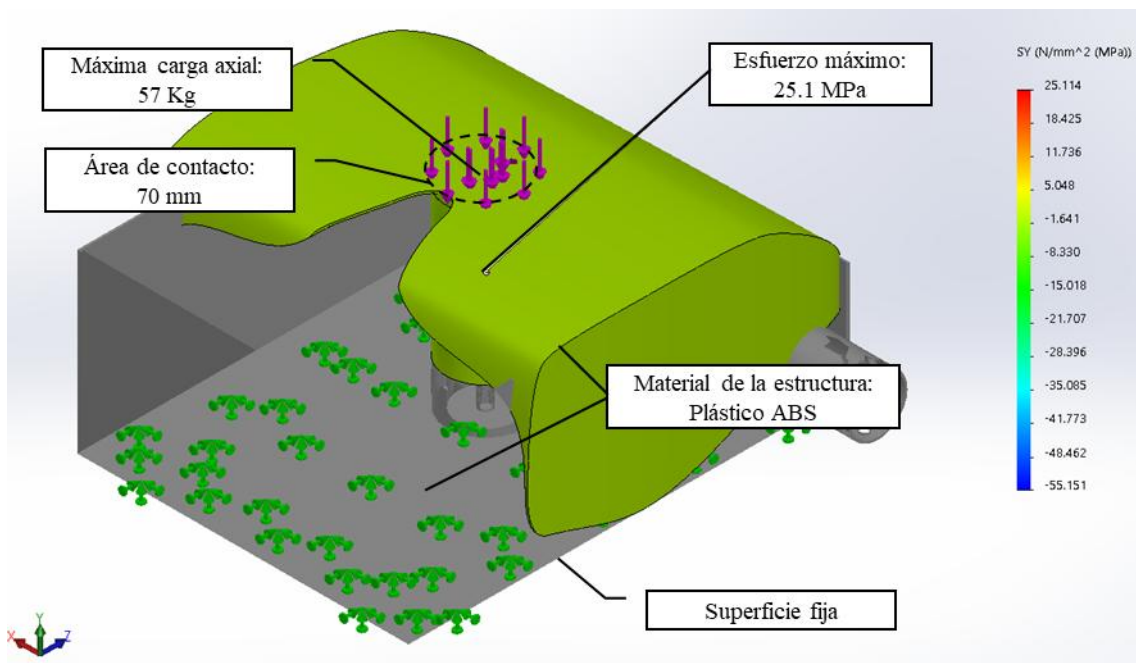


Figura N° 15 Cálculo de esfuerzo normal en la estructura interna durante la maniobra de RCP

Fuente: Elaboración propia.

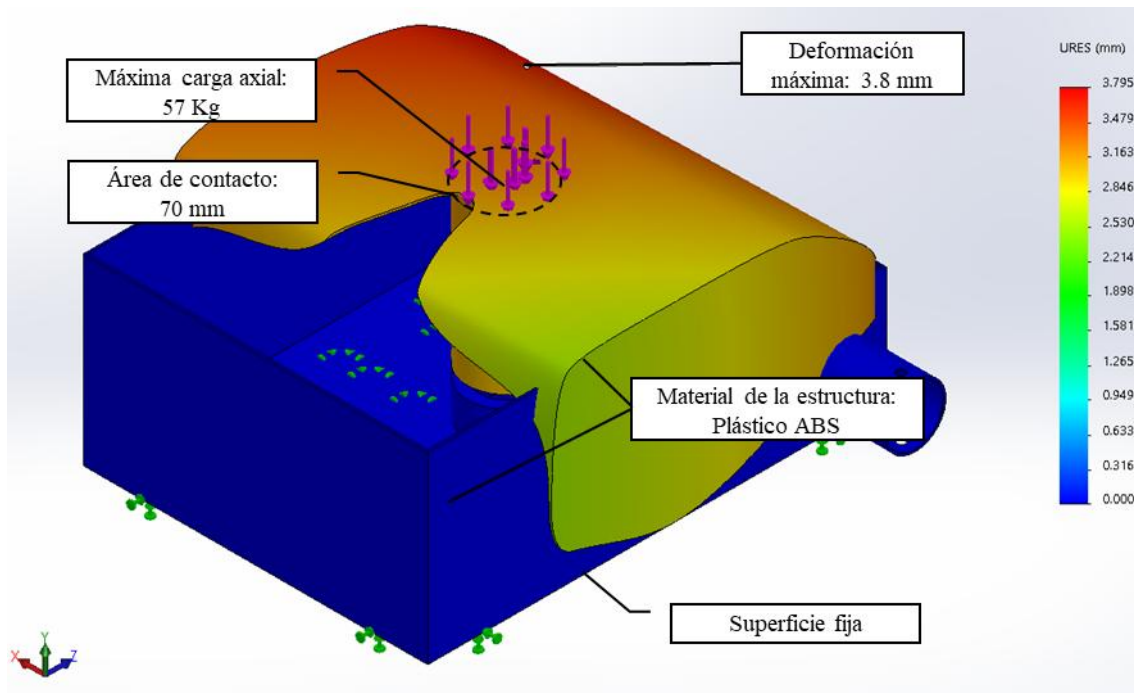


Figura N° 16 Cálculo de deformación en la estructura interna durante la maniobra de RCP

Fuente: Elaboración propia.

Sistema de movimiento maniobra de reanimación cardiopulmonar

Diseño del mecanismo

Tal como se observa en la Figura N° 16, la estructura interna del maniquí de trauma estará bajo una carga axial que corresponde a la fuerza ejercida por el respondedor durante la maniobra de reanimación cardiopulmonar. Asimismo, tal como se detalla en el Capítulo 2, el presente diseño considera que la maniobra tiene las siguientes características:

- La fuerza aplicada alcanza los 57 kg
- La compresión alcanza una profundidad de 6 cm
- El área sometida a la fuerza aplicada equivale aproximadamente al área circular con un diámetro de 70mm.

Por lo tanto, la resistencia del maniquí a ser comprimido es simulado por un resorte con ciertas características que serán calculadas en el siguiente acápite. Bajo estas consideraciones, el diseño del soporte del resorte cuenta con unas paredes en la base y en la parte superior, así como una

corredera vertical ubicada en el centro del resorte. A continuación, la Figura N° 17 expone el diseño del presente mecanismo.

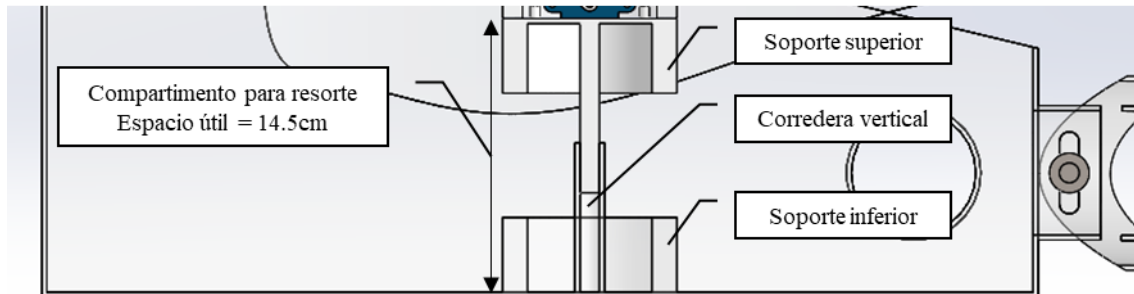


Figura N° 17 Mecanismo para maniobra de RCP

Fuente: Elaboración propia

Características del resorte

Tal como se había comentado en el Capítulo 2, la reanimación cardiopulmonar (RCP) se basa en compresiones en el pecho del paciente. De acuerdo al AHA, la fuerza necesaria para comprimir el tórax es de 57kg. Asimismo, indica que la compresión debe ser hasta alcanzar aproximadamente 6 cm de profundidad.

Por ello, el mecanismo para la simulación de la resistencia torácica a ser comprimido es un resorte con cierto factor de elongación. Por lo tanto, el diseño del mecanismo se encuentra en función a este compartimento. A continuación, se determina las características del resorte en función al espacio disponible para el mecanismo y a las características biomecánicas de la reanimación cardiopulmonar:

a. Diámetro externo e interno:

Considerando que el área de contacto con las palmas del rescatista es una circunferencia de diámetro 70mm y que las paredes tienen un grosor de 5mm, el diámetro externo del resorte sería de 60 mm.

b. Longitud sin carga:

La longitud sin carga se establece como no mayor a 14.5cm.

c. Constante de fuerza por unidad de deflexión:

Siendo la fuerza de compresión de 57 kg y la profundidad de 60 mm que debe alcanzarse durante la maniobra RCP, la constante es calculada por esta relación de carga y profundidad, es decir de 0.95kg/mm.

d. Altura sólida:

La altura sólida debe ser menor a 50 mm de la longitud sin carga.

A continuación, la Figura N° 18 representa el diseño basado en SolidWorks del resorte con las características requeridas.

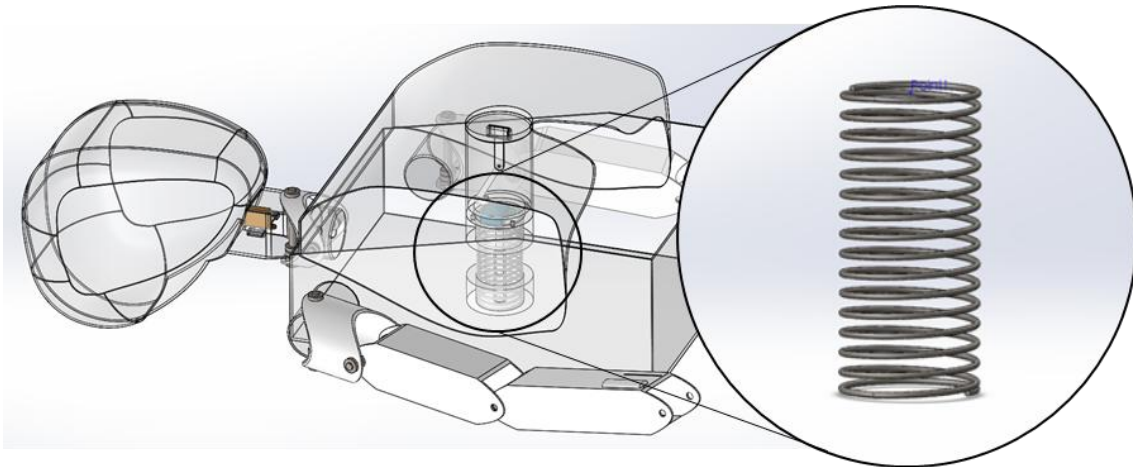


Figura N° 18 Diseño del resorte

Fuente: Elaboración propia

Sistema de movimiento torácico

Diseño del mecanismo

Tal como se detalla en el Capítulo 2, Adedoyin (2012) indica que la expansión del pecho durante la inspiración es de 2.5cm. Por lo tanto, el diseño del mecanismo considera un movimiento vertical de dicha magnitud.

En la Tabla N° 11, se exponen los actuadores recomendados por Sclater y Chironis (2001) los cuales podrían permitir un movimiento lineal para reproducir el movimiento torácico en el maniquí de trauma. Sin embargo,

se observa que el servomotor es el único actuador que permite un torque variable por controlador. Factor requerido para reproducir distintos valores de fuerza en el movimiento torácico. Asimismo, se observa que, al ser una condición inicial que todos los componentes del maniquí de trauma sean silenciosos, los actuadores neumáticos e hidráulicos no serían aceptables debido a que la compresora requerida para estos sistemas genera un ruido significativo.

Por lo tanto, el presente mecanismo considera utilizar un servomotor que sea un actuador en un mecanismo biela manivela corredera. Tal como se detalla en el Capítulo 2, este mecanismo transfiere el movimiento circular del servomotor a un movimiento lineal requerido para la expansión del pecho del maniquí de trauma.

Tabla N° 11

Comparación de actuadores para el mecanismo de movimiento torácico

	Pistón neumático	Pistón hidráulico	Motor paso a paso	Servomotor
Fuente de alimentación	Compresora neumática	Compresora hidráulica	Alimentación DC	Alimentación DC
Mecanismo	-	-	Biela manivela corredera / sin fin y corredera	Biela manivela corredera
Torque variable por controlador	Si, a un costo elevado por una válvula de presión regulable.	Si, a un costo elevado por una válvula de presión regulable.	No, trabaja con el torque máximo	Si, por control de PWM
Silencioso	No, la compresora genera un ruido significativo	No, la compresora genera un ruido significativo	Si	Si
Componentes de tamaño pequeño	No, la compresora tiene un tamaño significativo	No, la compresora tiene un tamaño significativo	Si	Si

Nota. Recuperado de Sclater, N. & Chironis, N. de "Mechanism & Mechanical Devices Sourcebook", 3rd edition, USA, 2001.

Por otro lado, el AHA requiere un diseño que considere el escenario de simulación de un paciente que ha entrado en paro respiratorio, por lo que el respondedor de la emergencia debe iniciar la maniobra de reanimación cardiopulmonar (RCP) con una fuerza determinada. Por lo tanto, tal como

se puede ver en la Figura N° 19, cuando el mecanismo de movimiento torácico se encuentra en la posición de espiración o de paro cardiaco, la superficie base entra en contacto con el compartimento del mecanismo. En esta posición, la fuerza aplicada durante la maniobra de RCP se trasladará directamente al soporte superior del mecanismo de resorte explicado en el acápite anterior.

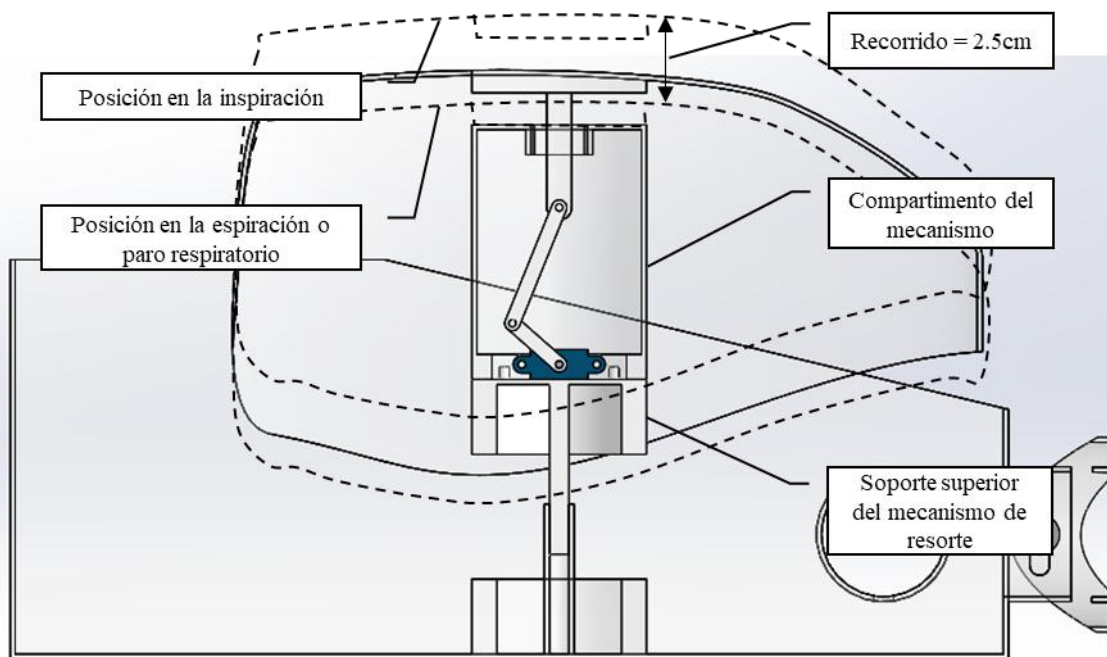


Figura N° 19 Diseño del mecanismo de movimiento torácico

Fuente: Elaboración propia.

Cálculo de los componentes

Para determinar las características del servomotor a usar en la simulación de la ventilación pulmonar se debe considerar que el mecanismo debe expandirse 2.5cm, tal como indica Adedoyin (2012). Asimismo, se debe considerar que el mecanismo debe soportar el peso de la pieza que simula la estructura del tórax superior. Por lo tanto, considerando que esta pieza está fabricada con plástico ABS, SolidWorks determina que el peso de la pieza es de 0.5 kg.

Considerando que el mecanismo debe ser de tamaño reducido, se establece que la posición inicial de la biela del servomotor será en 0° y, la expansión de la corredera en la simulación de la inspiración, será determinada como máxima al ser comprendida por la distancia del a biela y manivela, es decir $r + l$. En cambio, al simular la espiración, la corredera se encontrará en el menor punto de recorrido y, la biela del servomotor en un ángulo expresado por α . Ver Figura N° 20. Por lo tanto, la posición de la corredera será expresada por:

$$\overline{AC'} = m = \sqrt{l^2 - r^2} = r + l - 2.5 = l \sin \alpha \dots\dots\dots (15)$$

Asimismo, se considera que, según la antropometría del adulto el espacio total en la cavidad torácica es de 25cm. Adicionalmente, se considera un espacio de 15cm para el mecanismo de simulación de la reanimación cardiopulmonar. Por lo tanto, el espacio disponible para el mecanismo de simulación de ventilación pulmonar es de 10cm, es decir, la distancia máxima de m será menor a 7.5cm (ver Figura N° 20).

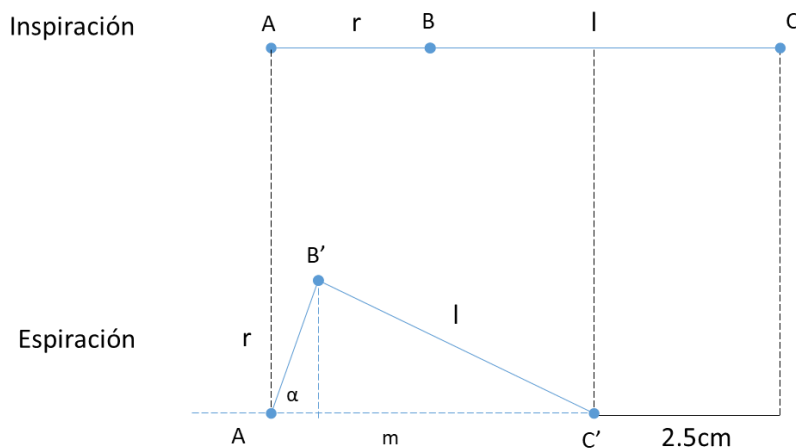


Figura N° 20 Posición inicial y final de la biela manivela corredera

Fuente: Elaboración propia

A partir de las condiciones expuestas, a continuación, se lista el valor de los elementos del mecanismo:

- Longitud de la manivela (r) = 2.5cm
- Longitud de la biela (l) = 5cm
- Ángulo de barrido del servomotor (α) = 60°

Finalmente, considerando que la frecuencia máxima que simulará el sistema es de 30 respiraciones por minuto, la velocidad angular (w) del servomotor es de 0.52 rad/s y la velocidad angular en el punto C es de 0.26 rad/s, el torque del servomotor estaría expresado al reemplazar estos valores en la ecuación (14) escrita en el capítulo de Bases Teóricas y tendría la siguiente forma:

$$T_M = -0.196 * \tan(0.26t) \{4.68 + 2.5[\cos(0.52t) + 0.125 \cos(1.04t)]\} \hat{k} \dots (16)$$

Por lo tanto, el valor del torque que necesita el servomotor es de 16.25 Ncm. En la Figura N° 21 se observa el diseño del servomotor como actuador del mecanismo.

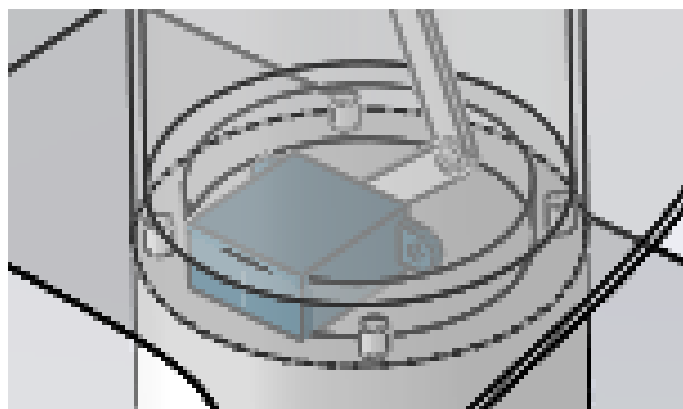


Figura N° 21 Diseño del servomotor utilizado como actuador del mecanismo

Fuente: Elaboración propia.

Sistema de movimiento cardiaco

Diseño del mecanismo

Tal como se detalla en el Capítulo 2, el simulador debe contar con mecanismos que simulen los pulsos cardiacos en ciertos puntos del cuerpo. De acuerdo al procedimiento establecido por el NAEMT (2014), los respondedores a intervenciones prehospitalarias deben evaluar el estado del sistema cardiaco mediante el tacto en las muñecas de los antebrazos y en el cuello. Debido a que el mecanismo debe ejercer pulsos en estos puntos. Los componentes del mecanismo deben tener el tamaño adecuado a un espacio reducido.

Cabe resaltar que, el NAEMT (2014) indica que los respondedores a intervenciones prehospitalarias deben observar la intensidad del pulso, la cantidad de latidos en determinado intervalo de tiempo y si el ritmo es constante o variable en el tiempo.

Al igual que en el acápite anterior, la Tabla N° 12, expone los actuadores recomendados por Sclater y Chironis (2001) los cuales podrían permitir un movimiento lineal para reproducir pulsos en el maniquí de trauma. Sin embargo, se observa que el servomotor es el único actuador que permite un torque variable por controlador. Factor requerido para reproducir distintos valores de intensidad del pulso cardiaco.

Por lo tanto, considerando que el diseño del mecanismo se basa en un servomotor, similar al acápite anterior, el mecanismo de transmisión a utilizar en el diseño es un mecanismo biela manivela corredera.

Tabla N° 12

Comparación de actuadores aplicables para el mecanismo de pulsos cardiacos

	Pistón neumático	Pistón hidráulico	Motor paso a paso	Servomotor
Fuente de alimentación	Compresora neumática	Compresora hidráulica	Alimentación DC	Alimentación DC
Mecanismo	-	-	Biela manivela corredera / sin fin y corredera	Biela manivela corredera
Torque variable por controlador	Si, a un costo elevado por una válvula de presión regulable.	Si, a un costo elevado por una válvula de presión regulable.	No, trabaja con el torque máximo	Si, por control de PWM
Silencioso	No, la compresora genera un ruido significativo	No, la compresora genera un ruido significativo	Si	Si
Componentes de tamaño pequeño	No, la compresora tiene un tamaño significativo	No, la compresora tiene un tamaño significativo	Si	Si

Nota. Recuperado de Sclater, N. & Chironis, N. de "Mechanism & Mechanical Devices Sourcebook", 3ra edición, USA, 2001.

Por otro lado, tal como se indicó al inicio del presente acápite, el sistema de movimiento cardiaco se encuentra en áreas de espacio reducido tales como el cuello y los antebrazos. Por lo tanto, la Figura N° 22 muestra la disposición del mecanismo cardiaco que simula el pulso carotídeo ubicado en el cuello. Asimismo, la Figura N° 23 muestra la disposición de los componentes del mecanismo cardiaco que simula el pulso radial ubicado en el antebrazo.

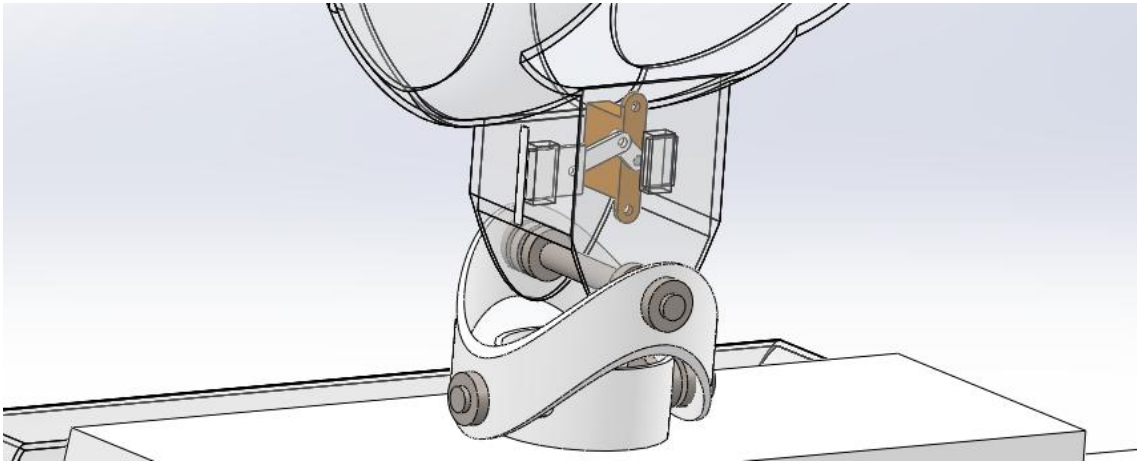


Figura N° 22 Mecanismo cardiaco ubicado en el cuello

Fuente: Elaboración propia

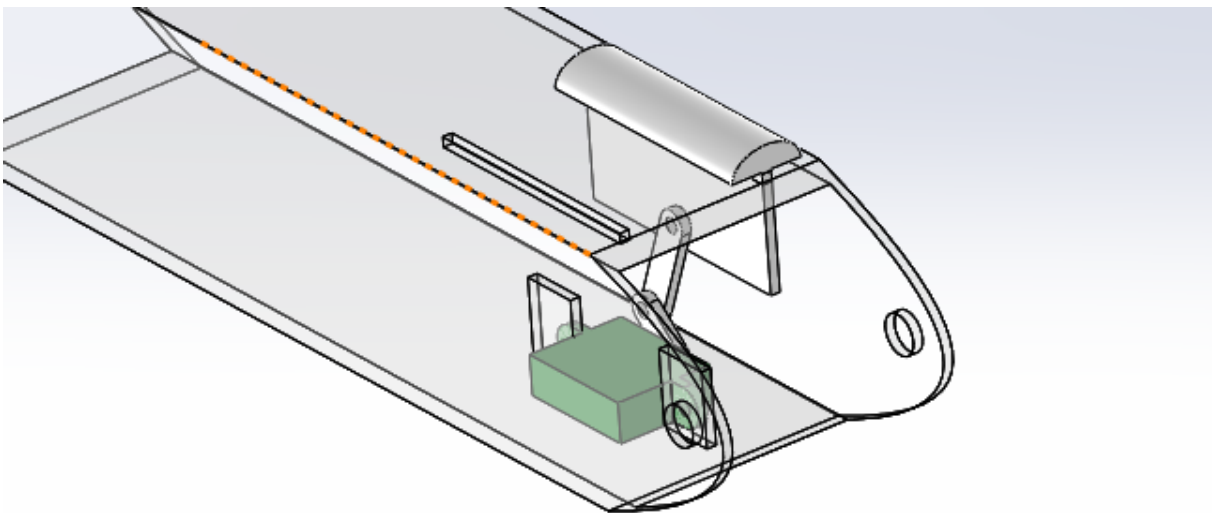


Figura N° 23 Mecanismo cardiaco ubicado en el antebrazo

Fuente: Elaboración propia

Cálculo de los componentes

Para el caso del mecanismo biela, manivela y corredera que simula el sistema cardiaco, se considera que la presión en el punto de la corredera debe ser de 0.5kg/cm^2 . Si bien la sensación de pulso cardiaco se basa en impulsos en las muñecas y en el cuello, para efectos de cálculo, el recorrido horizontal del mecanismo se considera como 0.5cm .

Siendo las fases del ciclo cardiaco divididas principalmente por la contracción, y la relajación, donde se obtiene las presiones sistólicas y diastólicas respectivamente, estas son representadas por la presión ejercida a través del servomotor.

Es necesario especificar que el espacio en las muñecas tiene un compartimento que permite una distancia máxima de 3cm. A continuación, se exponen los parámetros necesarios para el mecanismo (ver Figura N° 24):

- Distancia de la manivela (r) = 1cm
- Distancia de la biela (l) = 2cm
- Ángulo de barrido del servomotor (α) = 15°

Finalmente, considerando que el simulador alcanza una frecuencia cardiaca de hasta 120 latidos por minuto, se considera la velocidad angular en el servomotor de 0.52 rad/s y de 2.6 rad/s en el punto C. el torque del servomotor estaría expresado al reemplazar estos valores en la ecuación (14) escrita en el capítulo de Bases Teóricas y tendría la siguiente forma:

$$T_M = -0.5 * \tan(2.6t) \left\{ \frac{7}{8} + \left[\cos(0.52t) + \frac{1}{8} \cos(1.04t) \right] \right\} \hat{k} \dots \dots \dots (17)$$

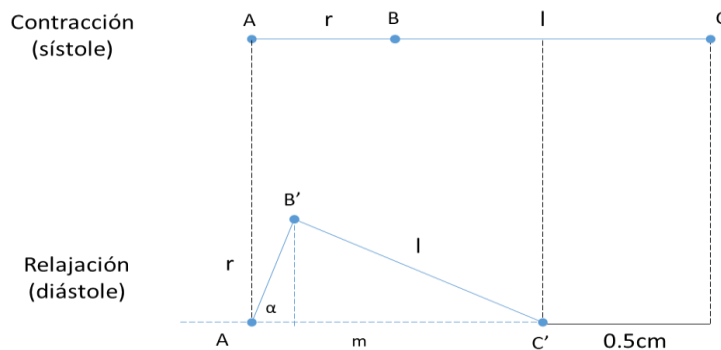


Figura N° 24 Posición inicial y final de la biela manivela corredera

Fuente: Elaboración propia

Por lo tanto, el mecanismo requiere un un servomotor con 4 Ncm. Sin embargo, al considerar el factor de seguridad, el mínimo torque necesario es de 0.10kgcm. A continuación, en la Figura N° 25 y Figura N° 26 se muestra el diseño de los servomotores como actuadores del mecanismo cardiaco.

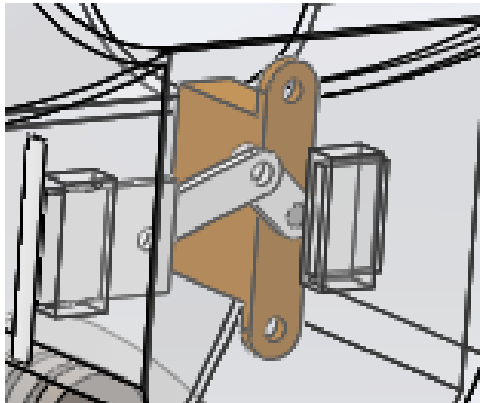


Figura N° 25 Diseño del servomotor utilizado como actuador del mecanismo cardiaco en el cuello

Fuente: Elaboración propia.

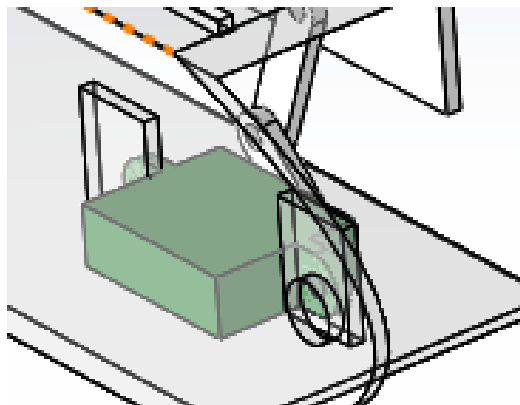


Figura N° 26 Diseño del servomotor utilizado como actuador del mecanismo cardiaco en antebrazos

Fuente: Elaboración propia.

3.3 Diseño Eléctrico

El diseño eléctrico está limitado al cálculo de requerimiento eléctrico para mantener una autonomía de 60 minutos. Tal como resume la Tabla N° 13, se tiene un requerimiento eléctrico de dispositivos de control, servomotores y sensor de posición.

Donde el consumo eléctrico de la unidad de control es determinado por la hoja técnica del controlador seleccionado en el capítulo de Diseño Electrónico. Siendo la corriente de consumo de 19mA por el procesamiento y 40mA por entrada y salida utilizada, el consumo total del controlador calculado es de 219mA. Por lo tanto, considerando que el voltaje de operación es de 5V, la potencia de consumo sería 1.1mW según la Ecuación (18).

$$P = V \times I \dots\dots\dots (18)$$

Por otro lado, tal como indica la Ecuación (19), el consumo eléctrico de los servomotores estará sujeto a la eficiencia del motor DC. Considerando que cada servomotor cuenta con una potencia mecánica de 1.8W, la potencia eléctrica de consumo calculada es de 1.25W.

$$Ef = Pe/Pm \dots\dots\dots (19)$$

Asimismo, considerando que el sensor tiene las características eléctricas determinadas en el Diseño electrónico, el consumo eléctrico está determinado por la Ecuación (20). Por lo tanto, al tener un valor resistivo de 10k y un valor de voltaje máximo de 5V, la potencia de consumo calculada sería 2.5 mW.

$$P = V^2/R \dots\dots\dots (20)$$

Tabla N° 13 Resumen de potencia requerida por elemento del sistema de control

Resumen de potencia requerida por elemento del sistema de control

Elemento del sistema de control	Cantidad (en unidades)	Potencia total requerida
Unidad de control	1	1.10 mW
Servomotor del sistema torácico	1	1.25 W
Servomotor del sistema cardiaco	3	3.75 W
Sensor de posición	5	12.50 mW

Nota. Elaboración propia.

Se observa que los equipos de mayor requerimiento eléctrico son los servomotores, asimismo se observa que el consumo eléctrico de la unidad de control y de los sensores de posición es insignificante. Por lo tanto, el cálculo de la capacidad de la batería estará determinada por la suma del consumo de corriente eléctrica de los cuatro servomotores, multiplicado por un factor de seguridad de 1.5. Es decir, bajo un voltaje de trabajo de 5V, la corriente de consumo total sería de 1500 mA.

Por lo tanto, para una autonomía de 1 hora, se requiere una batería de 5v a 1.5Ah.

A continuación, la Figura N° 27 muestra el diagrama eléctrico de alimentación para los dispositivos listados en la Tabla N° 13.

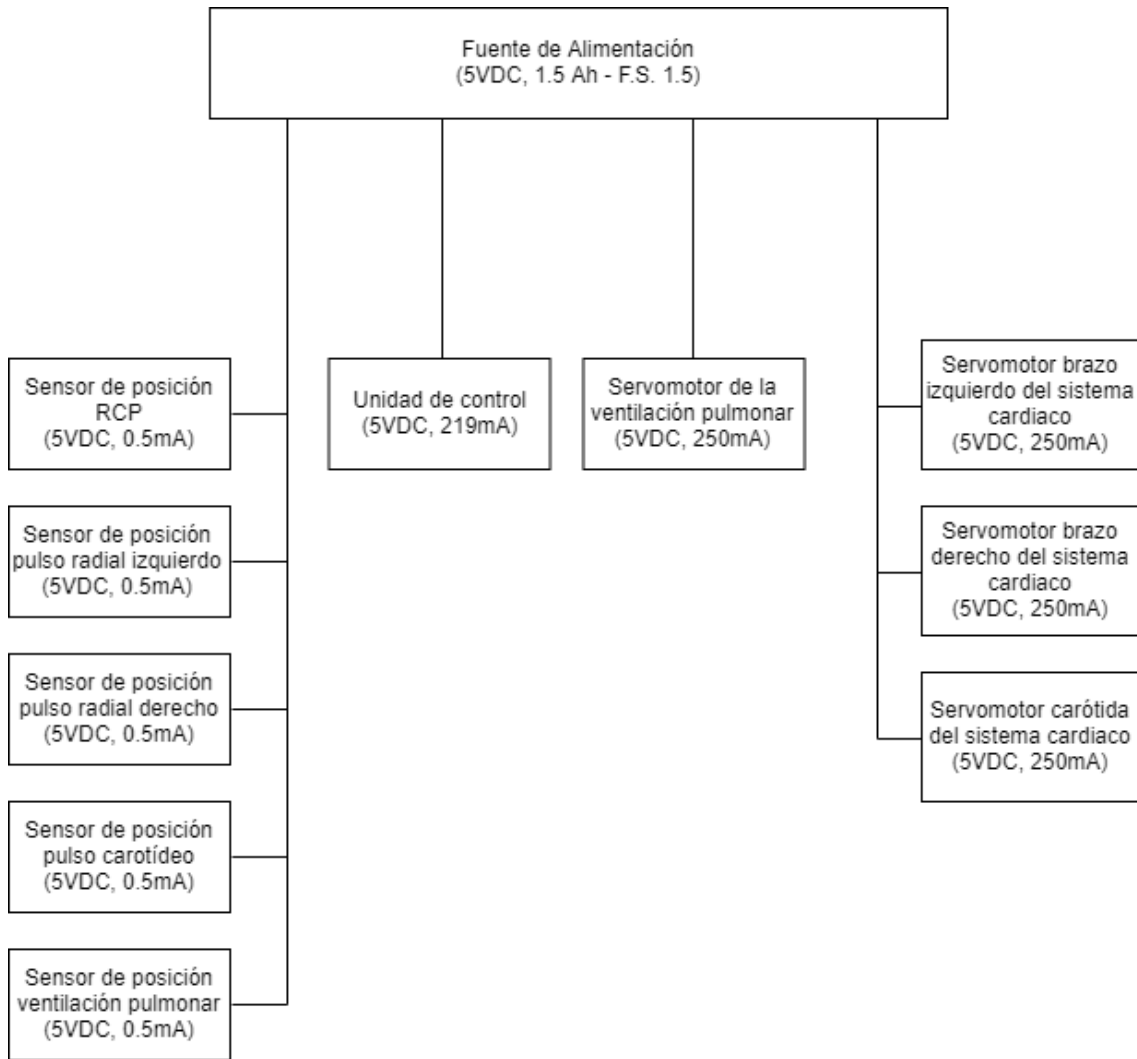


Figura N° 27 Diagrama de alimentación eléctrica

Fuente: Elaboración propio

3.4 Diseño Electrónico

El diseño electrónico se basa describir y detallar las características del hardware necesario para el funcionamiento del maniquí de trauma.

Equipo de visualización móvil

El sistema de diseño de realidad virtual mixta (RVM) que brinda la información digital al maniquí de trauma, requiere un equipo móvil con un sistema operativo que soporte la aplicación. La Tabla N° 14 compara los equipos móviles para el maniquí de trauma.

Tabla N° 14 Comparación de equipos de visualización móvil para el maniquí de trauma

Comparación de equipos de visualización móvil para el maniquí de trauma

	Celular Android	iPhone	Tablet	Raspberry	Oculus Rift
Compatible con gafas de realidad virtual	Si	Si	No	No	Si
Compatible con mando Bluetooth	Si	No	Si	Si	Si
Compatible con audífonos Bluetooth	Si	Si	Si	Si	Si
Giroscopio	Si	Si	Si	Si	Si
Acelerómetro	Si	Si	Si	Si	Si
Micrófono	Si	Si	Si	Si	Si
Interface de red TCP/IP	Si	Si	Si	Si	No

Nota. Elaboración propia

Por lo tanto, el equipo de visualización móvil que alcanza los requerimientos del presente diseño es un móvil con sistema operativo Android. Principalmente por las características de compatibilidad con gafas de realidad virtual, con un mando Bluetooth que permita una rápida interacción con el software de RVM. Asimismo, por el hardware incorporado como giroscopio, acelerómetro y micrófono que son requeridos para la interacción con el usuario. Además, el equipo móvil cuenta con una interface de red TCP/IP para la comunicación con la unidad de control ubicada en el maniquí de trauma. La Figura N° 28 muestra la arquitectura del equipo móvil con los componentes expresados previamente.

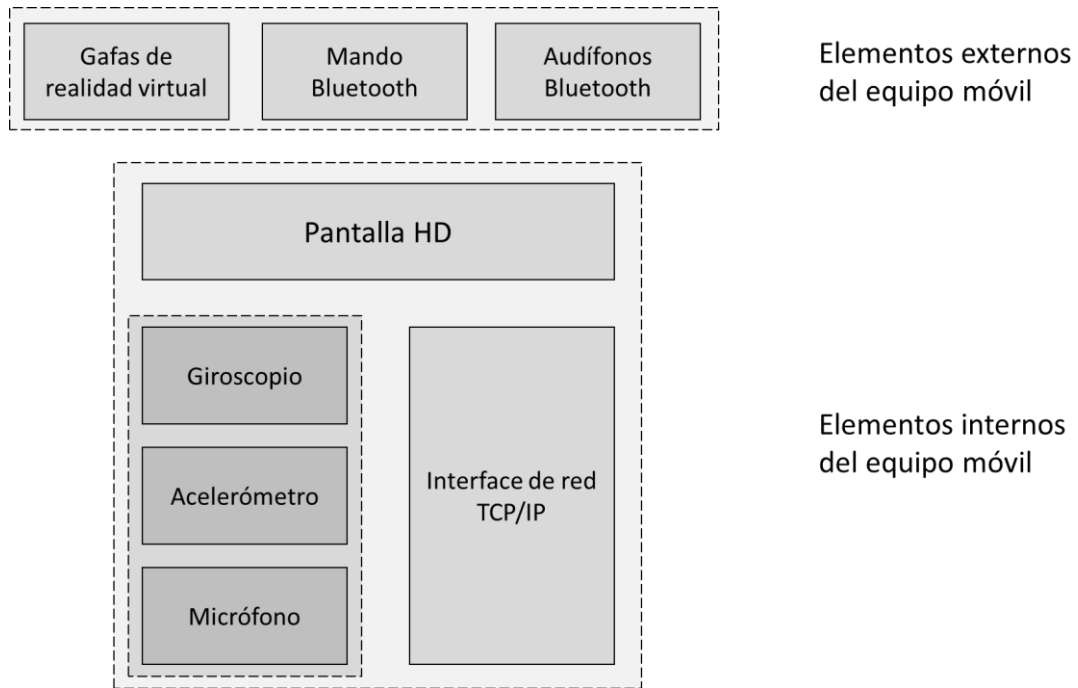


Figura N° 28 Arquitectura del equipo de visualización móvil

Fuente: Elaboración propia

Unidad de control

La unidad de control cuenta con la filosofía de control para los servomotores, la adquisición de los valores registrados por el sensor y la comunicación con el equipo de visualización del sistema de realidad virtual mixta. La Figura N° 29, muestra el diagrama del sistema electrónico del maniquí de trauma.

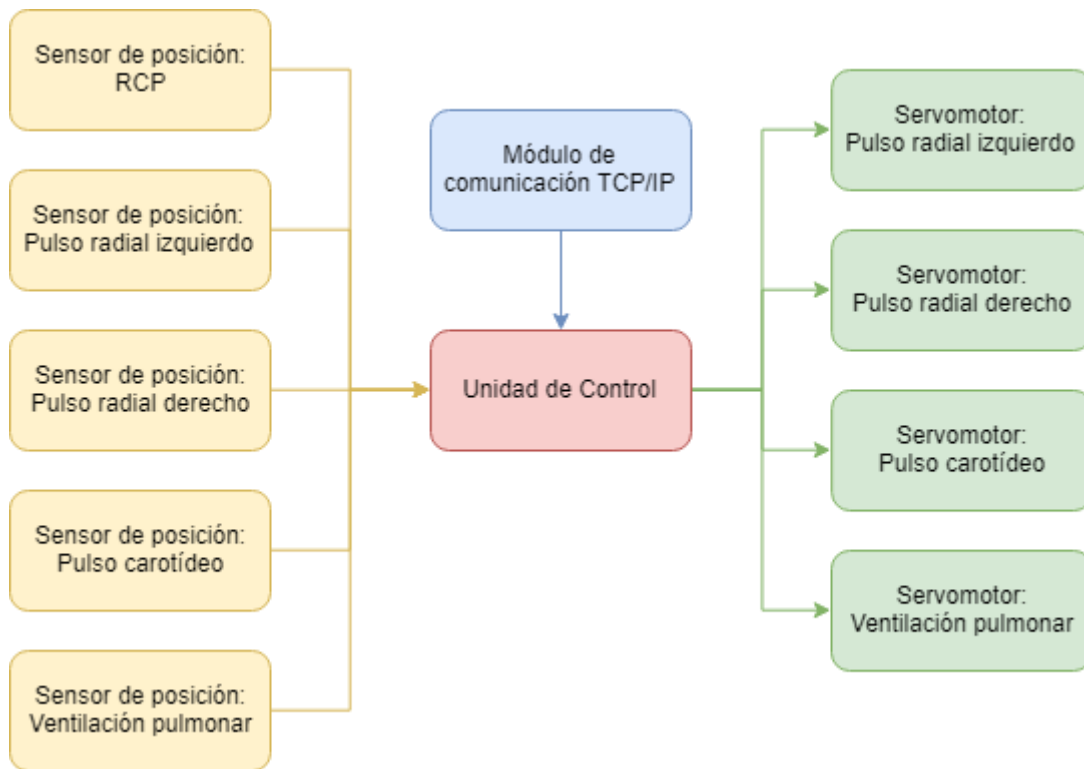


Figura N° 29 Diagrama del sistema electrónico del maniquí de trauma

Fuente: Elaboración propia

De acuerdo a la distribución observada, la Tabla N° 15 compara los controladores que podrían ser usados en el presente diseño.

Tabla N° 15 Comparación de controladores para el maniquí de trauma

Comparación de controladores para el maniquí de trauma

	PIC	Raspberry	Arduino Nano
Entradas análogas	Sí	No	Sí
Salidas PWM	Sí	Sí	Sí
Comunicación TCP/IP	No	Sí	Sí

Nota. Elaboración propia

Por lo tanto, la unidad de control a usar en la presente tesis, es un Arduino NANO con un módulo de comunicación TCP/IP con código ESP8266. A continuación, en la Figura N° 30, Figura N° 31 y Figura N° 32, se

representa el esquemático de la tarjeta PCB donde se realiza el montaje de la unidad de control, el módulo de comunicación y los puertos de servomotores y sensor de proximidad. Mientras que en la Figura N° 33, se muestra la visualización 3D de la tarjeta PCB donde se ensamblan los dispositivos del sistema electrónico.

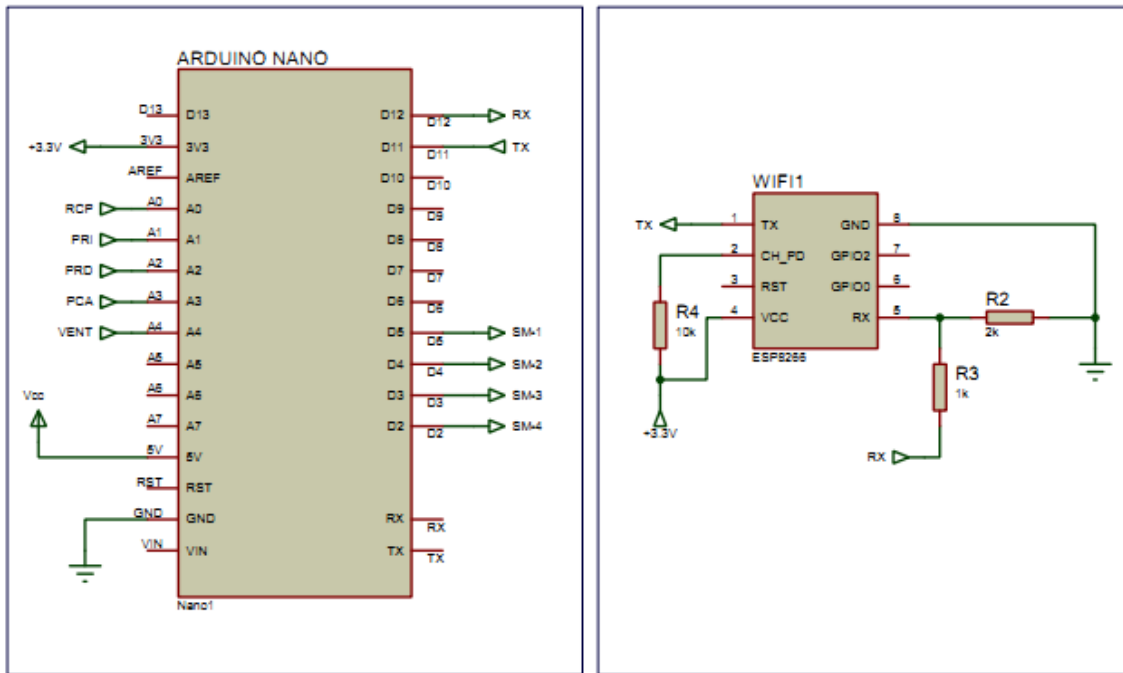


Figura N° 30 Arduino nano y módulo de comunicación ESP8266

Fuente: Elaboración propia.

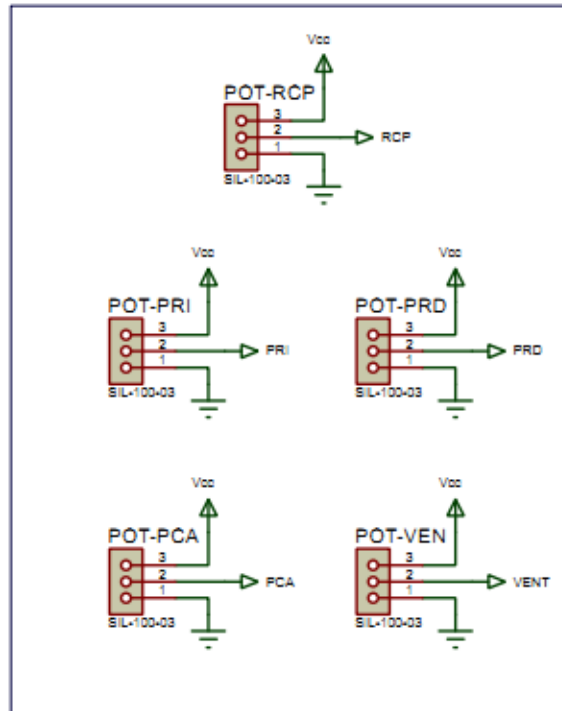


Figura N° 31 Puertos de conexión de cinco sensores de proximidad

Fuente: Elaboración propia.

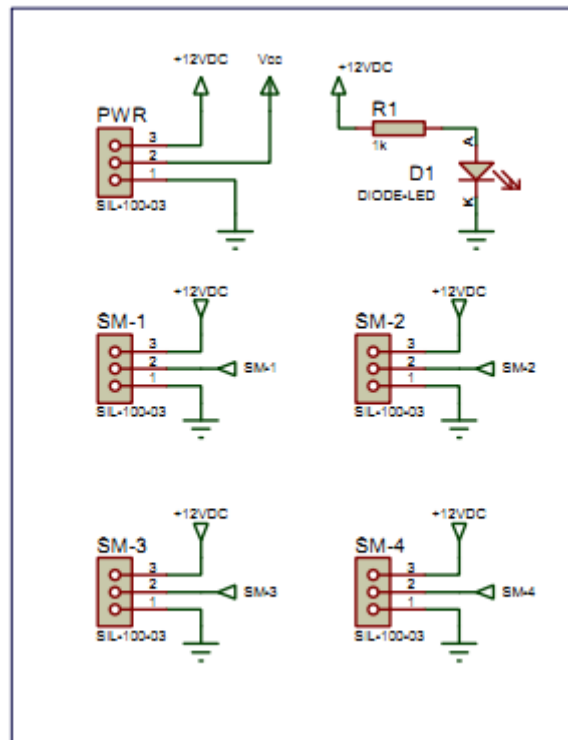


Figura N° 32 Puertos de conexión de cuatro servomotores, fuente de alimentación y LED indicador

Fuente: Elaboración propia.

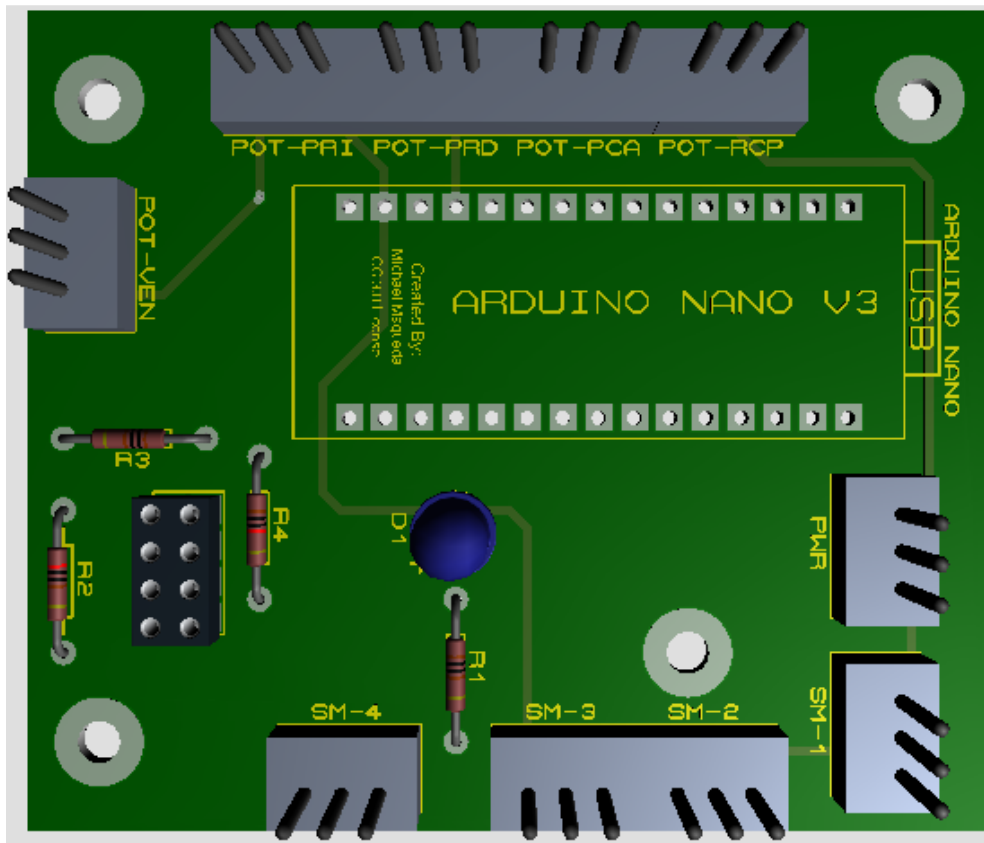


Figura N° 33 Visualización 3D de la tarjeta PCB

Fuente: Elaboración propia.

Sensor de posición RCP

La maniobra de reanimación cardiopulmonar requiere la compresión del pecho a una profundidad de 6cm a una frecuencia de 30 compresiones por minuto. Esta compresión es realizada por el participante del entrenamiento, es decir una carga axial externa al sistema. Asimismo, tal como se detalla en el Diseño Mecánico, el sistema de simulación incluye un resorte con determinadas características que tiene un comportamiento mecánico semejante a la resistencia del tórax a ser comprimido. Tal como indica Thoureen (2013), “el sistema requiere brindar una lectura precisa debido a que el sistema es utilizado para el entrenamiento en el campo médico”. (p. 25)

A continuación, la Tabla N° 16 compara las características requeridas para el sistema descrito entre distintos sensores que utilizan distintas tecnologías.

Tabla N° 16 Comparación de sensores para el sistema de reanimación cardiopulmonar

Comparación de sensores para el sistema de reanimación cardiopulmonar

	Sensor Ultrasonido	Potenciómetro de cuerda	Sensor Infrarrojo
Frecuencia de muestreo	Alta (MHz)	Baja (Hz)	Alta (MHz)
Bajo consumo eléctrico	Sí	Sí	Sí
Espacio reducido (4x4cm ²)	No	Sí	Sí
Rango de lectura 0-60mm	Supera el rango	Sí	Supera el rango
Lectura lineal	Sí	No	Sí
Precisión en el rango de lectura	No	Sí	No

Nota. Elaboración propia

Por lo tanto, se observa que el sensor que se ajusta a las necesidades del maniquí de trauma es un potenciómetro de cuerda (ver Figura N° 34). Este potenciómetro cuenta con las características indicadas la Tabla N° 17.

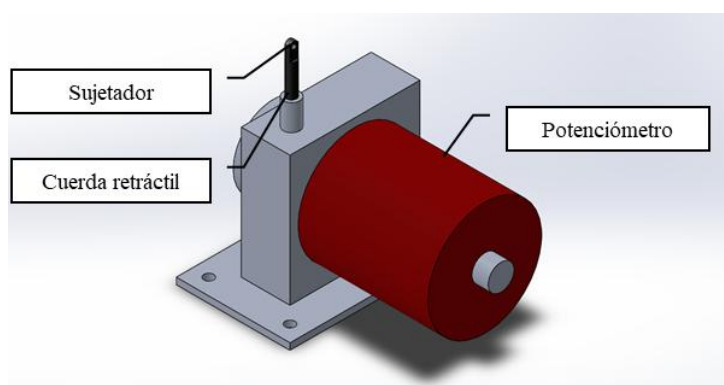


Figura N° 34 Diseño del potenciómetro de cuerda para operación del RCP

Fuente: Elaboración propia

Tabla N° 17 Características del potenciómetro de cuerda para RCP

Características del potenciómetro de cuerda para RCP

Característica	Valor
Frecuencia de muestreo	>0.5 Hz
Valor de resistencia	<10k
Bajo consumo eléctrico	2.5 mW
Espacio reducido	>4x4cm ²
Rango de lectura 0-60mm	60-200mm
Voltaje de trabajo	5v DC
Aceleración de trabajo	>3 mm/s ²

Nota. Elaboración propia

Sensor de posición pulso radial y carotídeo

El mecanismo de simulación de pulso radial y carotídeo requiere el impulso de una corredera a una distancia de hasta 0.5cm a una frecuencia de hasta 150 latidos por minuto. Este movimiento es realizado por los servomotores que simulan los pulsos radiales y carotídeos, siendo el diseño de una carga axial al sensor de posición.

Al igual que en el caso anterior, se observa que el sensor de posición que se ajusta a las necesidades de los mecanismos de simulación de pulsos es un potenciómetro de cuerda. Este potenciómetro cuenta con las características indicadas la Tabla N° 18.

Tabla N° 18 Características del potenciómetro de cuerda para pulsos

Características del potenciómetro de cuerda para pulsos

Característica	Valor
Frecuencia de muestreo	>0.5 Hz
Valor de resistencia	<10k
Bajo consumo eléctrico	2.5 mW
Espacio reducido	>1.5x1.5cm ²
Rango de lectura 0-60mm	1-20mm
Voltaje de trabajo	5v DC
Aceleración de trabajo	>3 mm/s ²

Nota. Elaboración propia

Sensor de posición ventilación pulmonar

El mecanismo de simulación de ventilación pulmonar requiere el impulso de una corredera a una distancia de hasta 2.5cm a una frecuencia de hasta 40 respiraciones por minuto. Este movimiento es realizado por los servomotores que simulan los pulsos radiales y carotídeos, siendo el diseño de una carga axial al sensor de posición.

Por lo tanto, se observa que el sensor que se ajusta a las necesidades del maniquí de trauma es un potenciómetro de cuerda. El potenciómetro cuenta con las características indicadas la Tabla N° 19.

Tabla N° 19 Características del potenciómetro de cuerda para
 Características del potenciómetro de cuerda para ventilación

Característica	Valor
Frecuencia de muestreo	>0.5 Hz
Valor de resistencia	<10k
Bajo consumo eléctrico	2.5 mW
Espacio reducido	>2x2cm ²
Rango de lectura 0-60mm	10-50mm
Voltaje de trabajo	5v DC
Aceleración de trabajo	>3 mm/s ²

Nota. Elaboración propia

3.5 Diseño del Software

El diseño del software se basa en la simulación de los sistemas de control que automatizan el funcionamiento del maniquí de trauma. Esta simulación se basa en el desarrollo de un control por lógica difusa en la herramienta Simulink de Matlab y la representación de movilidad por la herramienta de SimMechanics Link.

Asimismo, se ha diseñado un sistema de realidad virtual mixta que interactúa con el usuario y el maniquí de trauma. El presente caso, representa un escenario para la intervención prehospitalaria de una persona que ha sufrido un politraumatismo por un impacto en el tórax.

Controlador Lógica Difusa

El maniquí de trauma diseñado cuenta con tres servomotores los cuales cuentan con un control basado en lógica difusa. Este controlador difuso responde al esquema de funcionamiento mostrado en la Figura N° 35, donde se observa que el sistema tiene una posición deseada, un valor de

posición real leído por medio de un sensor. La diferencia de posición (error) es la señal de entrada al controlador, el cual entregará cierto valor de voltaje para corregir la posición real hacia la posición deseada.

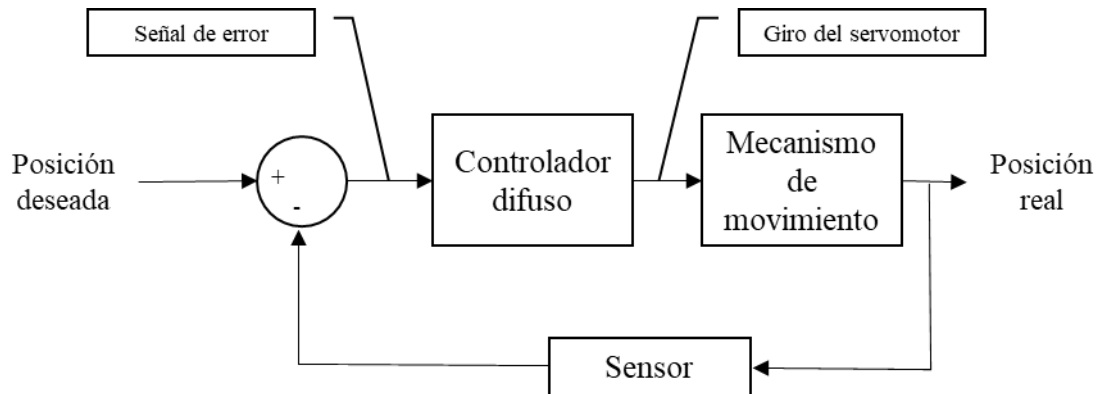


Figura N° 35 Sistema de control por lógica difusa

Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presenta los esquemas de control desarrollados en el toolbox *Fuzzy Logic Designer* de Matlab.

Servomotor pulso radial

Funciones de membresía

La primera variable lingüística del controlador difuso es la señal de entrada del sistema, es decir, el error de posición. Tomando en cuenta que el rango de posición del pulso radial es de 0.5cm, el rango de la señal de error es desde -0.5cm hasta 0.5cm. Asimismo, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

EN: Error negativo (función triangular)

$$EN(x; -0.9, -0.5, -0.1) = \begin{cases} 0 & x \leq -0.9 \\ \frac{x+0.9}{-0.5+x} & -0.9 \leq x \leq -0.5 \\ \frac{-0.1-x}{-1.4} & -0.5 \leq x \leq -0.1 \\ 0 & x \geq -0.1 \end{cases} \dots\dots\dots (21)$$

EC: Error cero (función triangular)

$$EC(x; -0.4, 0, 0.4) = \begin{cases} 0 & x \leq -0.4 \\ \frac{x+0.4}{x} & -0.4 \leq x \leq 0 \\ \frac{0.4-x}{-0.4} & 0 \leq x \leq 0.4 \\ 0 & x \geq 0.4 \end{cases} \dots\dots\dots (22)$$

.....

EP: Error positivo (función triangular)

$$EP(x; 0.1, 0.5, 0.9) = \begin{cases} 0 & x \leq 0.1 \\ \frac{x-0.1}{0.5+x} & 0.1 \leq x \leq 0.5 \\ \frac{0.9-x}{0.6} & 0.5 \leq x \leq 0.9 \\ 0 & x \geq 0.9 \end{cases} \dots\dots\dots (23)$$

.....

Por lo tanto, la variable lingüística de error de posición está definida por un sistema de funciones de membresía representado por el sistema de funciones de Matlab de la Ecuación (24) y graficada en la Figura N° 36.

$$Señal\ de\ error(EN, EC, EP) = \begin{cases} trimf(x, [-0.9 \ -0.5 \ -0.1]) \\ trimf(x, [-0.4 \ 0 \ 0.4]) \\ trimf(x, [0.1 \ 0.5 \ 0.9]) \end{cases} \dots\dots\dots (24)$$

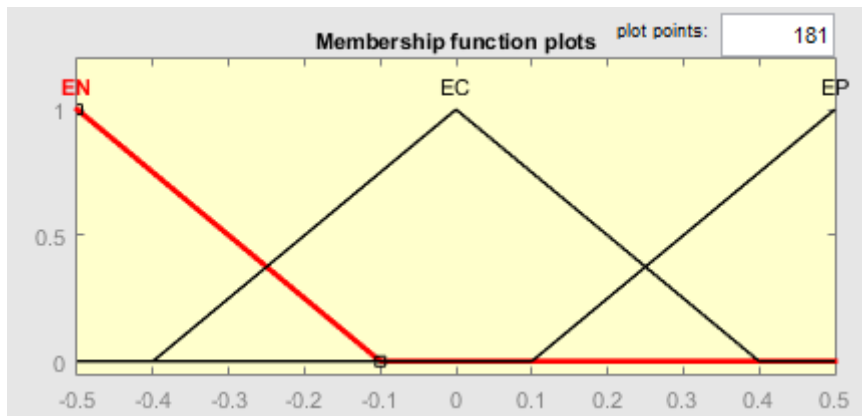


Figura N° 36 Gráfica de las funciones de membresía de la variable error

Fuente: Elaboración propia

La segunda variable lingüística del controlador difuso es una señal de entrada del sistema, es decir, la presión que simula el mecanismo de movimiento (ver Figura N° 37). Por lo tanto, se interpreta el estado de presión entre 0 y 1 (baja presión y alta presión, respectivamente). Basado en ello, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

PL: Presión baja

PN: Presión normal

PH: Presión alta

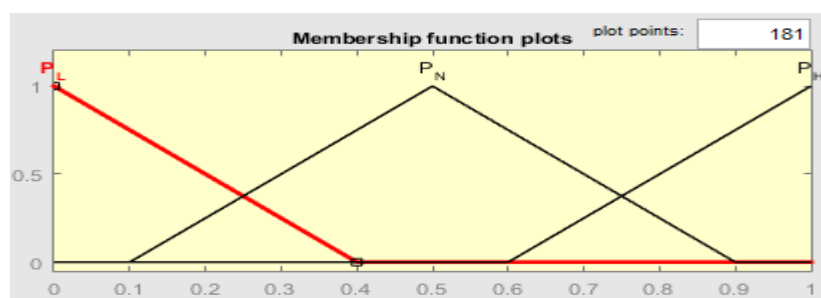


Figura N° 37 Gráfica de las funciones de membresía de la variable presión

Fuente: Elaboración propia

La tercera variable lingüística del controlador difuso es la señal de salida del sistema, es decir, el giro del motor que es determinado por una señal PWM. Por lo tanto, el rango de valor PWM es de 0 a 255. Asimismo, la

definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

SMA: Giro Anti horario (función triangular)

$$SMA(x; 0,100,250) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \frac{x}{100+x} & 0 \leq x \leq 100 \\ \frac{250-x}{150} & 100 \leq x \leq 250 \\ 1 & x \geq 250 \end{cases} \quad (25)$$

.....

SMS: Giro cero (función triangular)

$$SMS(x; 40,122,240) = \begin{cases} 0 & x \leq 40 \\ \frac{x+40}{x} & 122 \leq x \leq 40 \\ \frac{40-x}{138} & 122 \leq x \leq 240 \\ 0 & x \geq 240 \end{cases} \quad (26)$$

SMH: Giro Horario (función triangular)

$$SMH(x; 250,100,0) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \frac{x}{100+x} & 0 \leq x \leq 100 \\ \frac{250-x}{150} & 100 \leq x \leq 250 \\ 1 & x \geq 250 \end{cases} \quad (27)$$

Por lo tanto, la variable lingüística de error de posición está definida por un sistema de funciones de membresía representado por el sistema de funciones de Matlab de la Ecuación (28) y graficada en la Figura N° 38.

$$Giro(SMA, SMS, SMH) = \begin{cases} trimf(x, [0 100 250]) \\ trimf(x, [40 122 240]) \\ trimf(x, [250 100 0]) \end{cases} \quad (28)$$

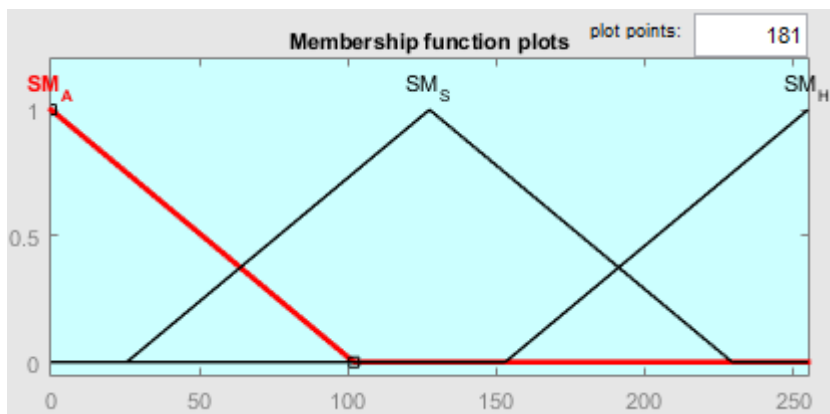


Figura N° 38 Gráfica de las funciones de membresía de la variable giro del servomotor

Fuente: Elaboración propia

Reglas del controlador difuso

A continuación, la Tabla N° 20 representa las reglas establecidas para el comportamiento de la lógica difusa. Asimismo, la Figura N° 39 muestra la superficie resultante de las entradas Posición y Presión en los ejes XY, respectivamente. Y, la salida de giro del servomotor en el eje Z.

Tabla N° 20

Reglas del control por lógica difusa del pulso radial

	Entrada Posición	AND	Entrada Presión	Salida Giro
Regla 1	Bajo		Bajo	Neutro
Regla 2	Medio		Bajo	Neutro
Regla 3	Medio		Normal	Antihorario
Regla 4	Alto		Normal	Horario
Regla 5	Bajo		Alto	Antihorario
Regla 6	Alto		Alto	Horario
Regla 7	Bajo		Normal	Antihorario
Regla 8	Alto		Bajo	Horario

Nota. Elaboración propia

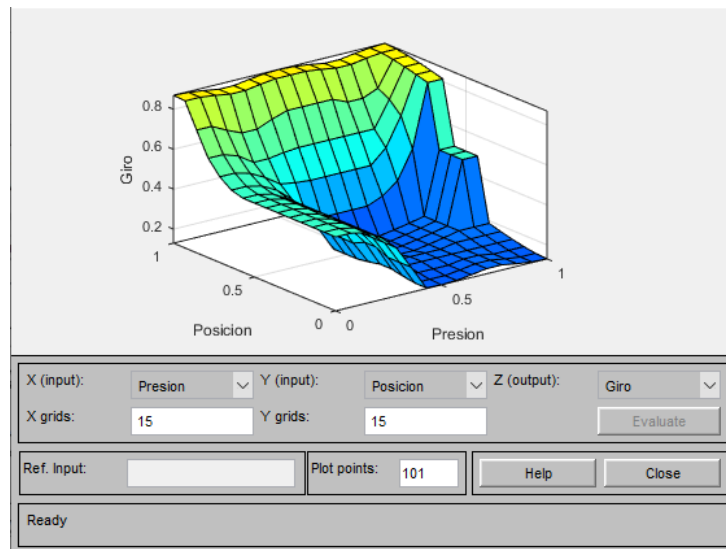


Figura N° 39 Superficie de reglas del servomotor de pulso radial

Fuente: Elaboración propia

Servomotor de pulso carotídeo

Funciones de membresía

La primera variable lingüística del controlador difuso es la señal de entrada del sistema, es decir, el error de posición. Tomando en cuenta que el rango de posición del pulso radial es de 0.5cm, el rango de la señal de error es desde -0.5cm hasta 0.5cm. Asimismo, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

EN: Error negativo (función triangular)

$$EN(x; -0.9, -0.5, -0.1) = \begin{cases} 0 & x \leq -0.9 \\ \frac{x+0.9}{-0.5+x} & -0.9 \leq x \leq -0.5 \\ \frac{-0.1-x}{-1.4} & -0.5 \leq x \leq -0.1 \\ 0 & x \geq -0.1 \end{cases} \dots\dots\dots (29)$$

EC: Error cero (función triangular)

$$EC(x; -0.4, 0, 0.4) = \begin{cases} 0 & x \leq -0.4 \\ \frac{x+0.4}{x} & -0.4 \leq x \leq 0 \\ \frac{0.4-x}{-0.4} & 0 \leq x \leq 0.4 \\ 0 & x \geq 0.4 \end{cases} \dots\dots\dots (30)$$

EP: Error positivo (función triangular)

$$EP(x; 0.1, 0.5, 0.9) = \begin{cases} 0 & x \leq 0.1 \\ \frac{x-0.1}{0.5+x} & 0.1 \leq x \leq 0.5 \\ \frac{0.9-x}{0.6} & 0.5 \leq x \leq 0.9 \\ 0 & x \geq 0.9 \end{cases} \dots\dots\dots (31)$$

Por lo tanto, la variable lingüística de error de posición está definida por un sistema de funciones de membresía representado por el sistema de funciones de Matlab de la Ecuación (24) y graficada en la Figura N° 40.

$$\text{Señal de error}(EN, EC, EP) = \begin{cases} \text{trimf}(x, [-0.9 \ -0.5 \ -0.1]) \\ \text{trimf}(x, [-0.4 \ 0 \ 0.4]) \dots\dots\dots (32) \\ \text{trimf}(x, [0.1 \ 0.5 \ 0.9]) \end{cases}$$

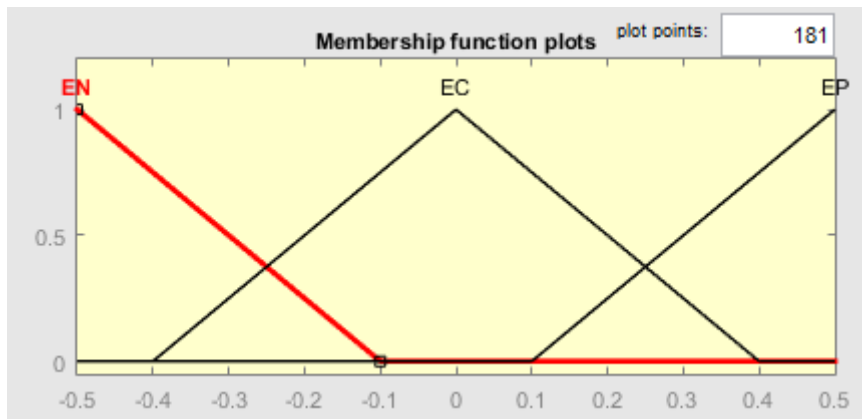


Figura N° 40 Gráfica de las funciones de membresía de la variable error

Fuente: Elaboración propia

La segunda variable lingüística del controlador difuso es una señal de entrada del sistema, es decir, la presión que simula el mecanismo de movimiento. Por lo tanto, se interpreta el estado de presión entre 0 y 1 (baja presión y alta presión, respectivamente), ver Figura N° 41. Basado en ello, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

PL: Presión baja

PN: Presión normal

PH: Presión alta

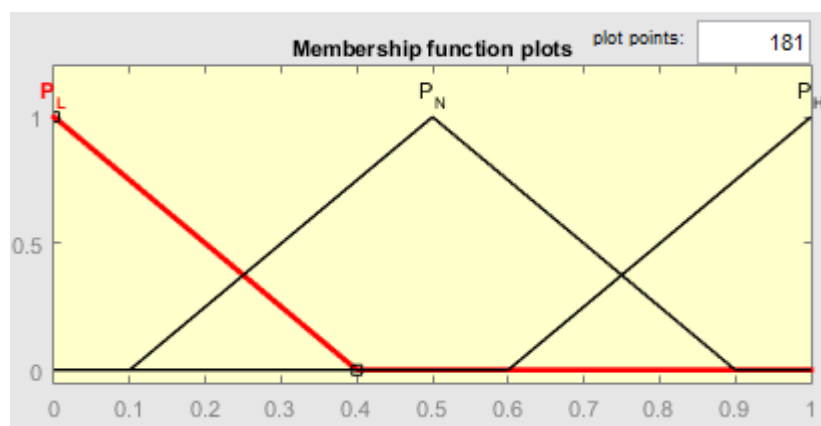


Figura N° 41 Gráfica de las funciones de membresía de la variable presión

Fuente: Elaboración propia

La tercera variable lingüística del controlador difuso es la señal de salida del sistema, es decir, el giro del motor que es determinado por una señal PWM. Por lo tanto, el rango de valor PWM es de 0 a 255. Asimismo, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

SMA: Giro Anti horario (función triangular)

$$SMA(x; 0,100,250) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \frac{x}{100+x} & 0 \leq x \leq 100 \\ \frac{250-x}{150} & 100 \leq x \leq 250 \\ 1 & x \geq 250 \end{cases} \quad (33)$$

SMS: Giro cero (función triangular)

$$SMS(x; 40,122,240) = \begin{cases} 0 & x \leq 40 \\ \frac{x+40}{x} & 40 \leq x \leq 122 \\ \frac{40-x}{138} & 122 \leq x \leq 240 \\ 0 & x \geq 240 \end{cases} \quad (34)$$

SMH: Giro Horario (función triangular)

$$SMH(x; 250,100,0) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \frac{x}{100+x} & 0 \leq x \leq 100 \\ \frac{250-x}{150} & 100 \leq x \leq 250 \\ 1 & x \geq 250 \end{cases} \quad (35)$$

Por lo tanto, la variable lingüística de error de posición está definida por un sistema de funciones de membresía representado por el sistema de funciones de Matlab de la Ecuación (36) y graficada en la Figura N° 42.

$$Giro(SMA, SMS, SMH) = \begin{cases} trimf(x, [0 \ 100 \ 250]) \\ trimf(x, [40 \ 122 \ 240]) \dots\dots\dots (36) \\ trimf(x, [250 \ 100 \ 0]) \end{cases}$$

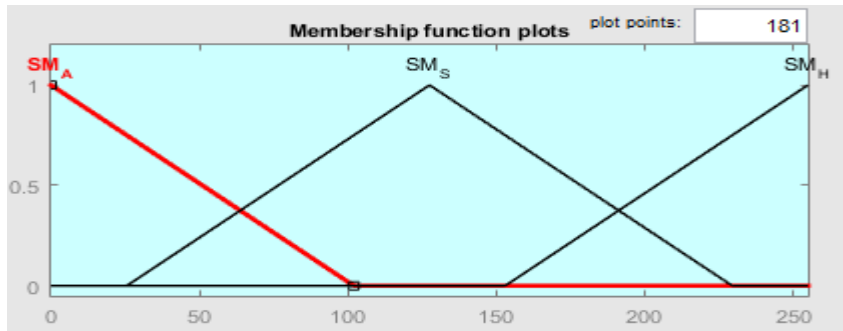


Figura N° 42 Gráfica de las funciones de membresía de la variable giro del servomotor

Fuente: Elaboración propia

Reglas del controlador difuso

A continuación, la Tabla N° 21 representa las reglas establecidas para el comportamiento de la lógica difusa. Asimismo, la Figura N° 43 muestra la superficie resultante de las entradas Posición y Presión en los ejes XY, respectivamente. Y, la salida de giro del servomotor en el eje Z.

Tabla N° 21 Reglas del control por lógica difusa del pulso carotídeo

Reglas del control por lógica difusa del pulso carotídeo

	Entrada Posición	AND	Entrada Presión	Salida Giro
Regla 1	Medio		Bajo	Antihorario
Regla 2	Alto		Bajo	Horario
Regla 3	Medio		Normal	Antihorario
Regla 4	Alto		Normal	Horario
Regla 5	Bajo		Alto	Antihorario
Regla 6	Alto		Alto	Horario
Regla 7	Bajo		Bajo	Antihorario
Regla 8	Bajo		Normal	Antihorario

Nota. Elaboración propia

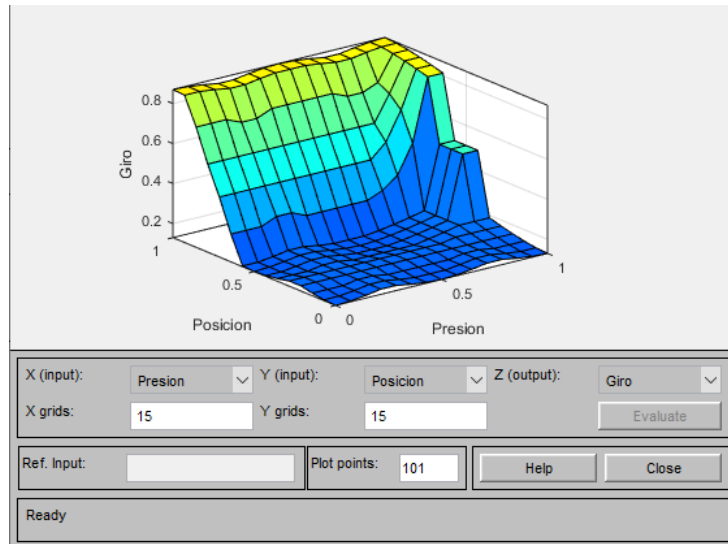


Figura N° 43 Superficie de reglas del servomotor de pulso carotídeo

Fuente: Elaboración propia

Servomotor de ventilación pulmonar

Funciones de membresía

La primera variable lingüística del controlador difuso es la señal de entrada del sistema, es decir, el error de posición. Tomando en cuenta que el rango de posición del pulso radial es de 0.5cm, el rango de la señal de error es desde -0.5cm hasta 0.5cm. Asimismo, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

EN: Error negativo (función triangular)

$$EN(x; -0.9, -0.5, -0.1) = \begin{cases} 0 & x \leq -0.9 \\ \frac{x+0.9}{-0.5+x} & -0.9 \leq x \leq -0.5 \\ \frac{-0.1-x}{-1.4} & -0.5 \leq x \leq -0.1 \\ 0 & x \geq -0.1 \end{cases} \dots\dots\dots (37)$$

EC: Error cero (función triangular)

$$EC(x; -0.4, 0, 0.4) = \begin{cases} 0 & x \leq -0.4 \\ \frac{x+0.4}{x} & -0.4 \leq x \leq 0 \\ \frac{0.4-x}{-0.4} & 0 \leq x \leq 0.4 \\ 0 & x \geq 0.4 \end{cases} \quad (38)$$

EP: Error positivo (función triangular)

$$EP(x; 0.1, 0.5, 0.9) = \begin{cases} 0 & x \leq 0.1 \\ \frac{x-0.1}{0.5+x} & 0.1 \leq x \leq 0.5 \\ \frac{0.9-x}{0.6} & 0.5 \leq x \leq 0.9 \\ 0 & x \geq 0.9 \end{cases} \quad (39)$$

Por lo tanto, la variable lingüística de error de posición está definida por un sistema de funciones de membresía representado por el sistema de funciones de Matlab de la Ecuación (40) y graficada en la Figura N° 44.

$$\text{Señal de error}(EN, EC, EP) = \begin{cases} \text{trimf}(x, [-0.9 \ -0.5 \ -0.1]) \\ \text{trimf}(x, [-0.4 \ 0 \ 0.4]) \\ \text{trimf}(x, [0.1 \ 0.5 \ 0.9]) \end{cases} \quad (40)$$

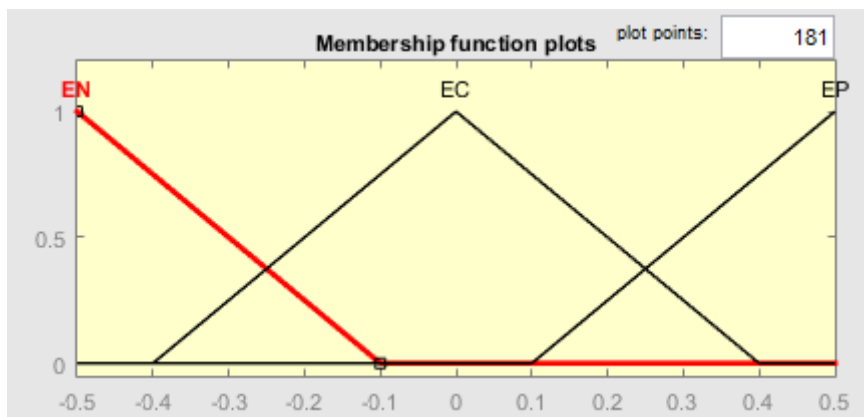


Figura N° 44 Gráfica de las funciones de membresía de la variable error

Fuente: Elaboración propia

La segunda variable lingüística del controlador difuso es una señal de entrada del sistema, es decir, la profundidad de respiración que simula el mecanismo de movimiento, ver Figura N° 45. Por lo tanto, se interpreta el valor de la profundidad entre 0 y 1 (respiración profunda y respiración superficial, respectivamente). Basado en ello, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

P: Respiración Profunda

S: Respiración Superficial

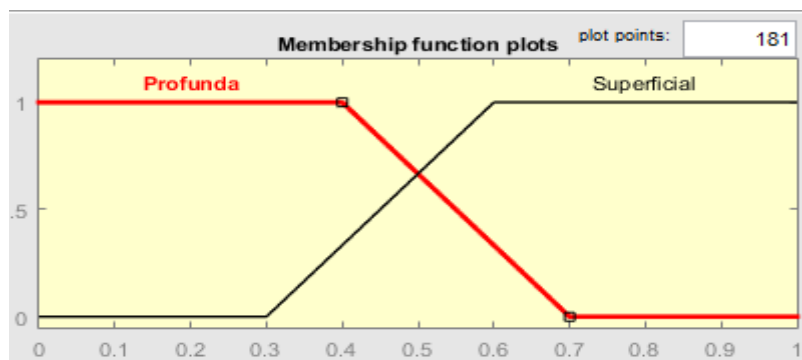


Figura N° 45 Gráfica de las funciones de membresía de la variable profundidad de respiración

Fuente: Elaboración propia

La tercera variable lingüística del controlador difuso es la señal de salida del sistema, es decir, el giro del motor que es determinado por una señal PWM. Por lo tanto, el rango de valor PWM es de 0 a 255. Asimismo, la definición de la variable de entrada consiste en tres funciones de membresía simétricas y normales:

SMA: Giro Anti horario (función triangular)

$$SMA(x; 0,100,250) =$$

$$\begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \frac{x}{100+x} & 0 \leq x \leq 100 \\ \frac{250-x}{150} & 100 \leq x \leq 250 \\ 1 & x \geq 250 \end{cases} \quad (41)$$

SMS: Giro cero (función triangular)

$$SMS(x; 40,122,240) = \begin{cases} 0 & x \leq 40 \\ \frac{x+40}{138} & 40 \leq x \leq 122 \\ \frac{40-x}{138} & 122 \leq x \leq 240 \\ 0 & x \geq 240 \end{cases} \dots\dots\dots (42)$$

SMH: Giro Horario (función triangular)

$$SMH(x; 250,100,0) = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \frac{x}{100} & 0 \leq x \leq 100 \\ \frac{250-x}{150} & 100 \leq x \leq 250 \\ 1 & x \geq 250 \end{cases} \dots\dots\dots (43)$$

Por lo tanto, la variable lingüística de error de posición está definida por un sistema de funciones de membresía representado por el sistema de funciones de Matlab de la Ecuación (44) y graficada en la Figura N° 46.

$$Giro(SMA, SMS, SMH) = \begin{cases} trimf(x, [0 100 250]) \\ trimf(x, [40 122 240]) \\ trimf(x, [250 100 0]) \end{cases} \dots\dots\dots (44)$$

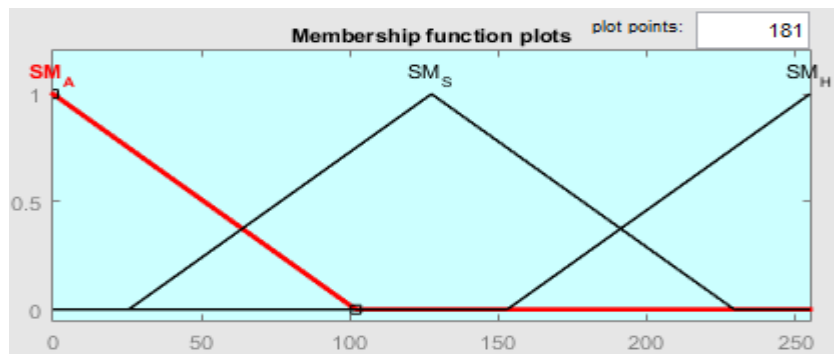


Figura N° 46 Gráfica de las funciones de membresía de la variable giro del servomotor

Fuente: Elaboración propia

Reglas del controlador difuso

A continuación, la Tabla N° 22 representa las reglas establecidas para el comportamiento de la lógica difusa. Asimismo, la Figura N° 47 muestra la superficie resultante de las entradas Posición y Profundidad de respiración en los ejes XY, respectivamente. Y, la salida de giro del servomotor en el eje Z.

Tabla N° 22 Reglas del control por lógica difusa del pulso radial

Reglas del control por lógica difusa del pulso radial

	Entrada Posición	Entrada Profundidad	Salida Giro
Regla 1	Inhalación	Superficial	Antihorario
Regla 2	Neutro	Superficial	Horario
Regla 3	Exhalación	Superficial	Horario
Regla 4	Inhalación	Normal	Antihorario
Regla 5	Exhalación	Normal	Horario

Nota. Elaboración propia

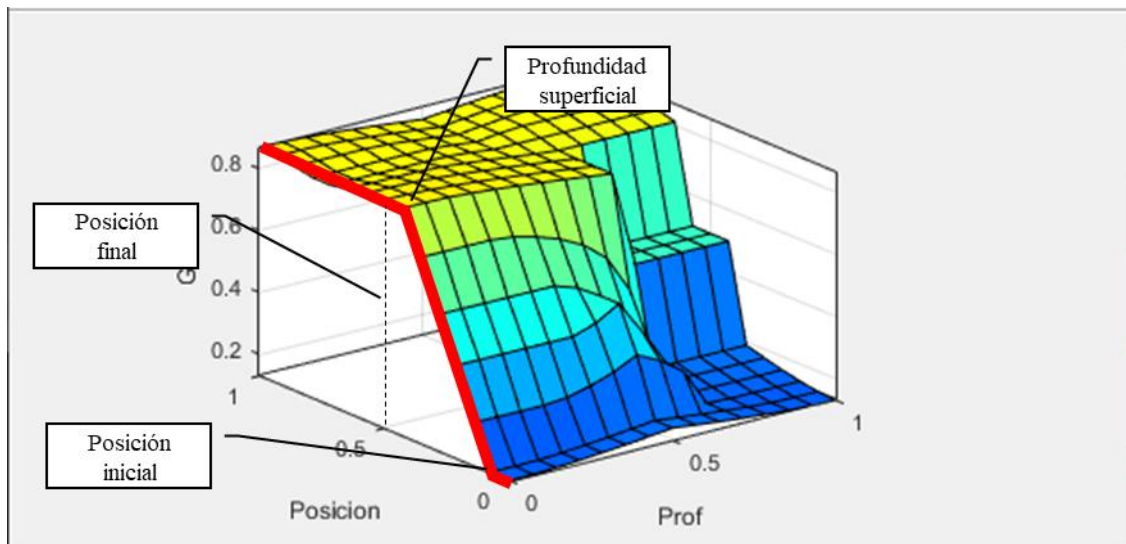


Figura N° 47 Superficie de reglas del servomotor de ventilación pulmonar

Fuente: Elaboración propia

Algoritmo del escenario

A continuación, la Figura N° 48 muestra el diagrama de flujo para la capacitación del personal en intervención prehospitalaria desarrollado por el Departamento de Instrucción de la Compañía de Bomberos La Molina N°96. Esta capacitación cuenta con un escenario que representa a una persona que ha sufrido un politraumatismo.

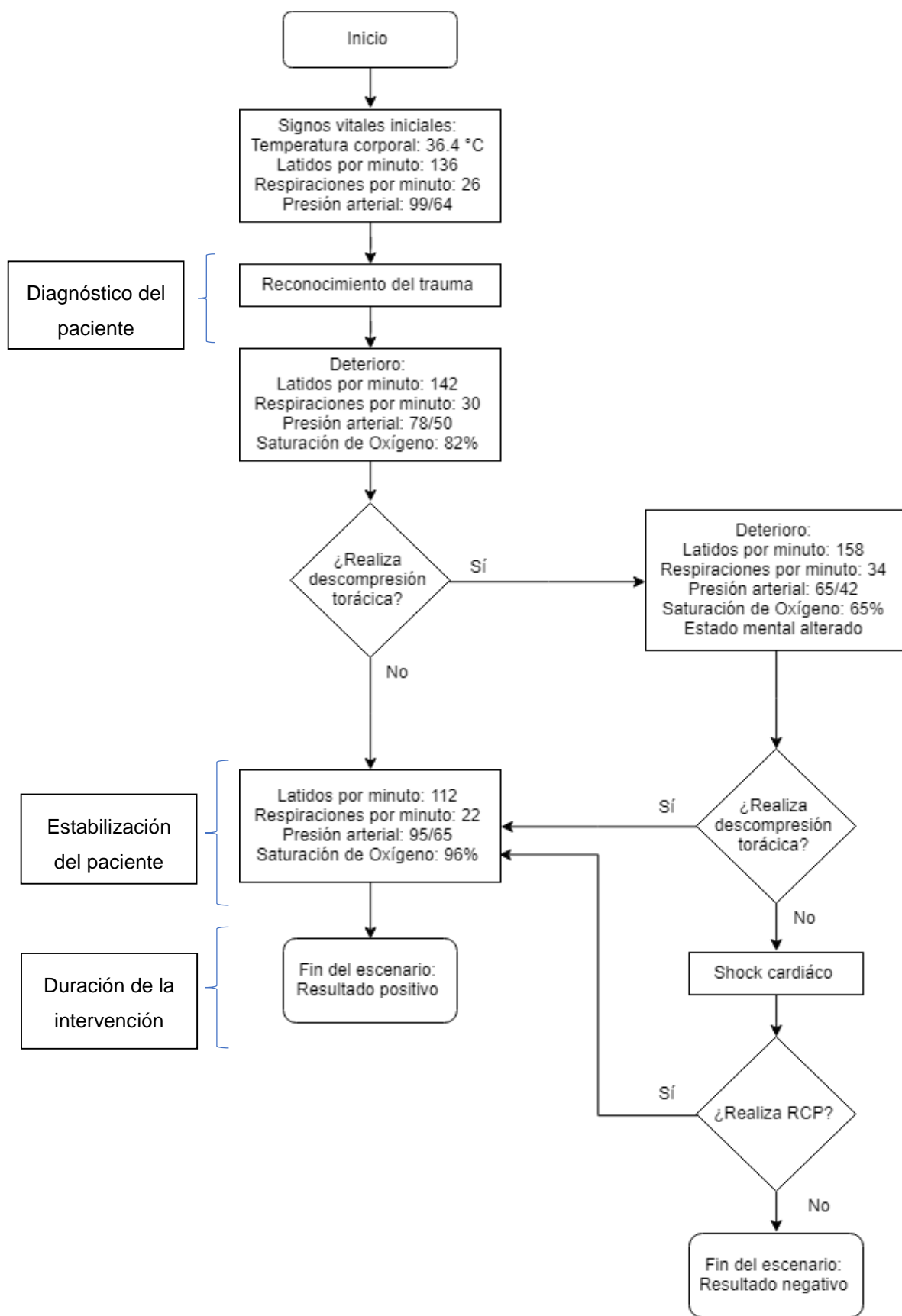


Figura N° 48 Diagrama de flujo de la intervención prehospitalaria por politraumatismo

Fuente: Departamento de Instrucción de la Compañía de Bomberos La Molina N°96

Aplicación Móvil

A continuación, se presenta el desarrollo de los objetos en realidad virtual que serán mostrados con el maniquí de trauma para la interacción con el usuario. Tal como se observa en la Figura N° 49, la escena está comprendida por la representación virtual del maniquí de trauma, que simula ser una persona víctima de un trauma recostada sobre el suelo. Luego, se encuentra un asistente el cual brindará los cambios de salud del paciente. Finalmente, la maleta de abordaje donde se encuentra una linterna, tijeras, esfigmomanómetro y una mascarilla con reservorio de oxígeno.

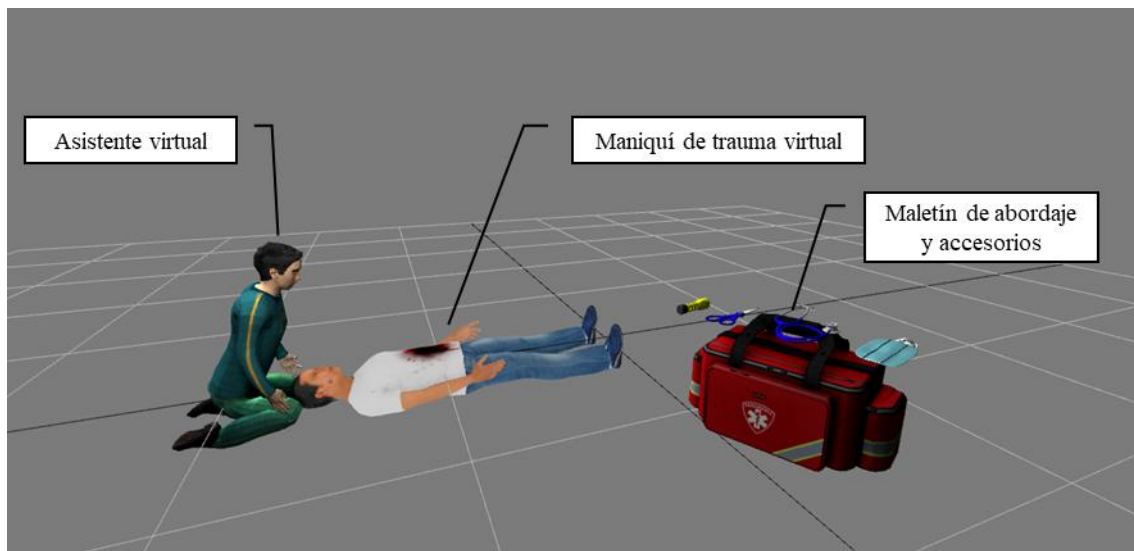


Figura N° 49 Desarrollo de objetos en realidad virtual

Fuente: Elaboración propia.

Tal como se observa en la Figura N° 50, el maniquí de trauma virtual estimula y aporta realismo en el escenario de entrenamiento propuesto. En este escenario, el paciente se encuentra inconsciente (ver Figura N° 51) y con una herida en el abdomen. Asimismo, el asistente virtual se encuentra a disposición del usuario para dar información relevante del estado del paciente.

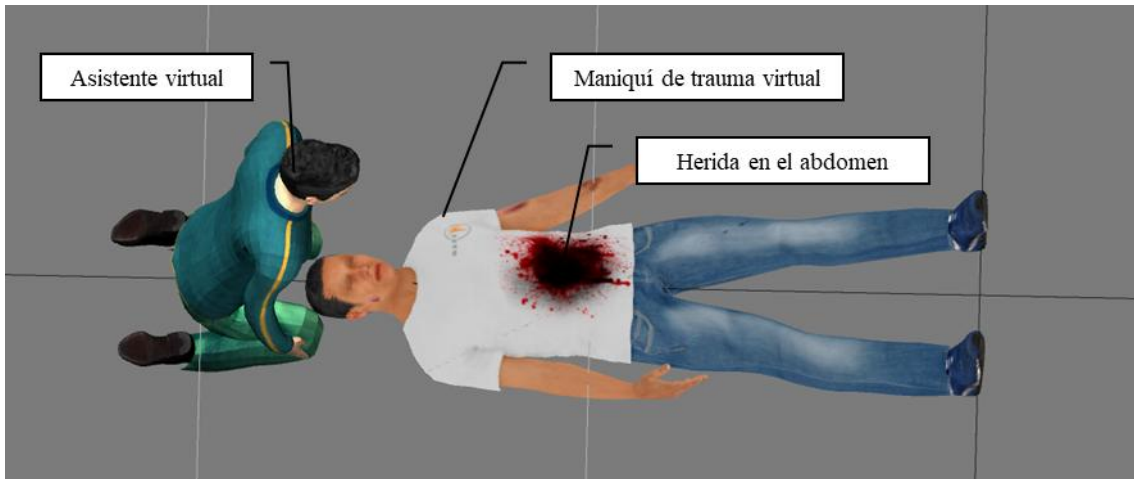


Figura N° 50 Escenario de entrenamiento

Fuente: Elaboración propia.



Figura N° 51 Representación virtual del paciente inconsciente

Fuente: Elaboración propia.

Asimismo, para realizar todas las maniobras que dispone el algoritmo del escenario, la Figura N° 52 muestra los accesorios que el usuario tendrá a la disposición para el desarrollo del entrenamiento.

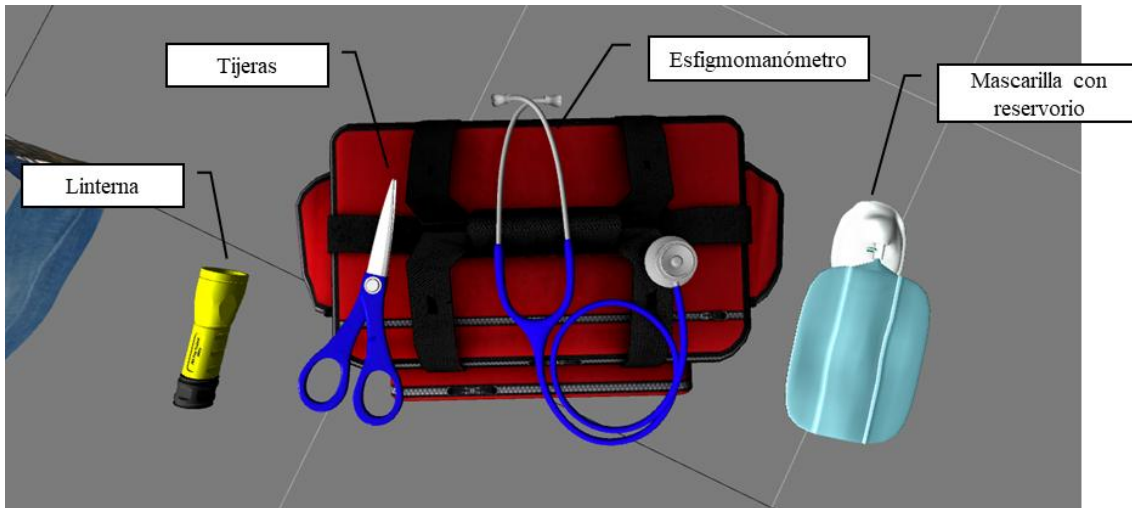


Figura N° 52 Accesorios virtuales

Fuente: Elaboración propia.

A continuación, se presenta el diagrama de bloques con el que fue configurado el entorno virtual. Tal como se observa, el módulo “FRP like controller inst” permite el movimiento a través del plano virtual para interactuar con todos los objetos 3D. Ver Figura N° 53.

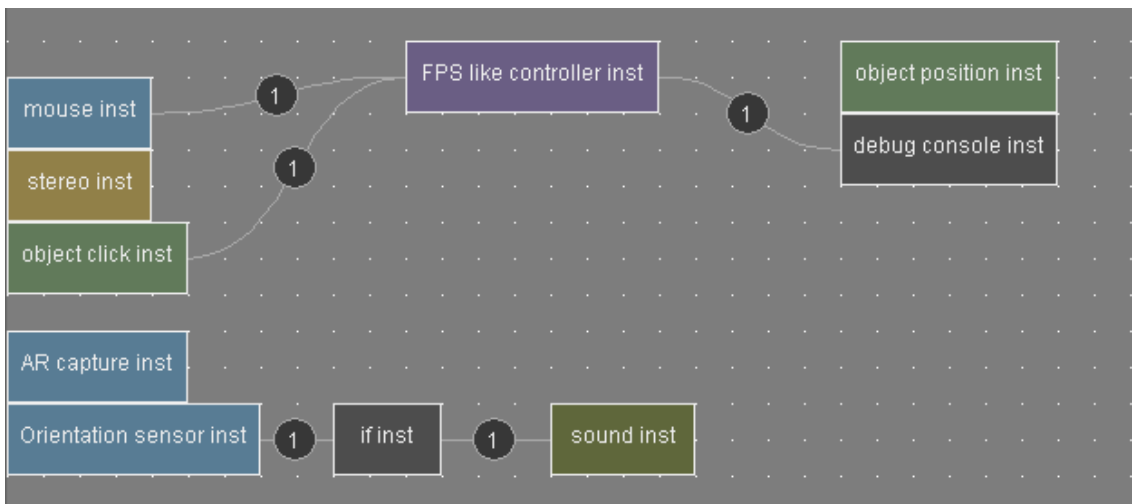


Figura N° 53 Programación por diagrama de bloques

Fuente: Elaboración propia.

El bloque “FPS like controller inst”, presenta la configuración mostrada en la Figura N° 54. El bloque permite que la aplicación móvil tenga una visión de primera persona. Asimismo, considerando que la visualización del espacio virtual será por medio de un accesorio de visión 3D (cardboard), se configura el bloque “stereo inst” para ejecutar el software de realidad virtual mixta en una disposición de pantalla para el accesorio (ver Figura N° 55).

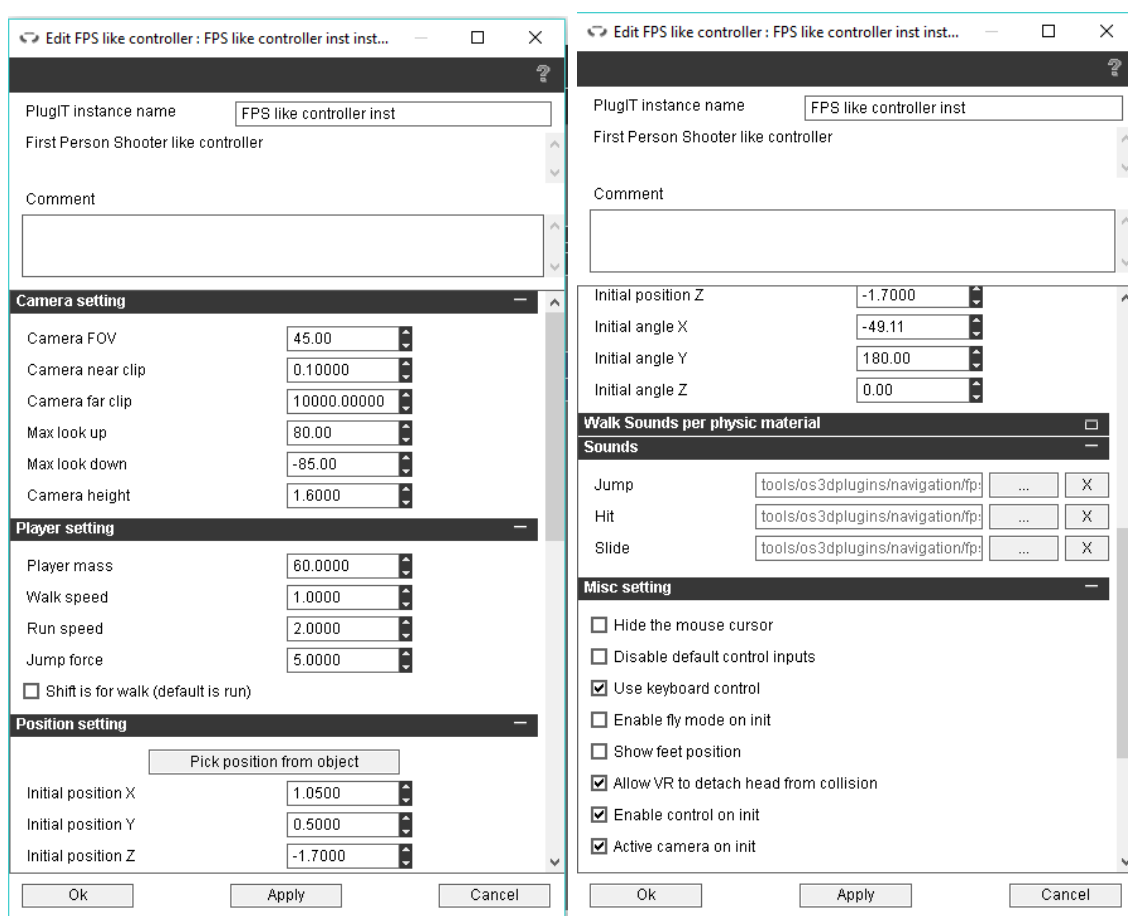


Figura N° 54 Configuración del bloque FPS like controller

Fuente: Elaboración propia.

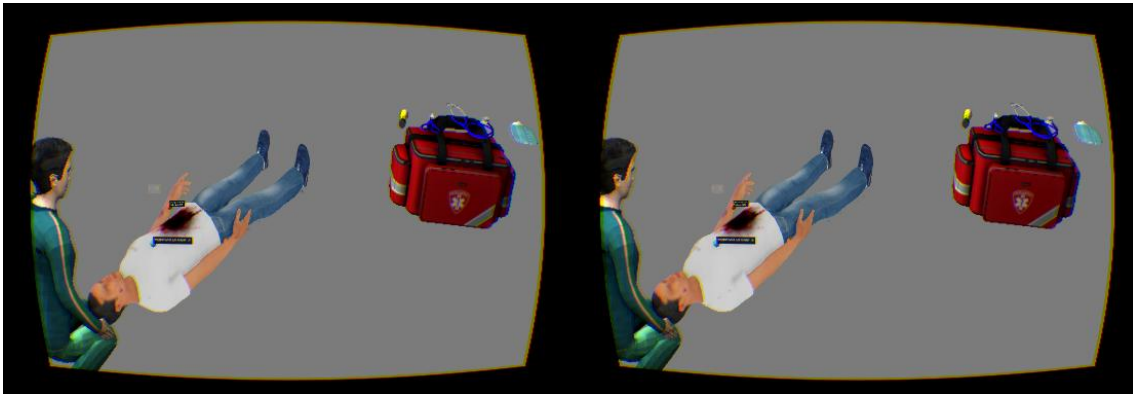


Figura N° 55 Modo de pantalla adaptado al accesorio de visión 3D (cardboard)

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, el espacio de observación es determinado por la ubicación del mouse, sin embargo, mediante el bloque “Orientation sensor inst” (ver Figura N° 56) se utilizan los sensores propios de un móvil (tales como acelerómetro y giroscopio) para modificar el espacio observado.

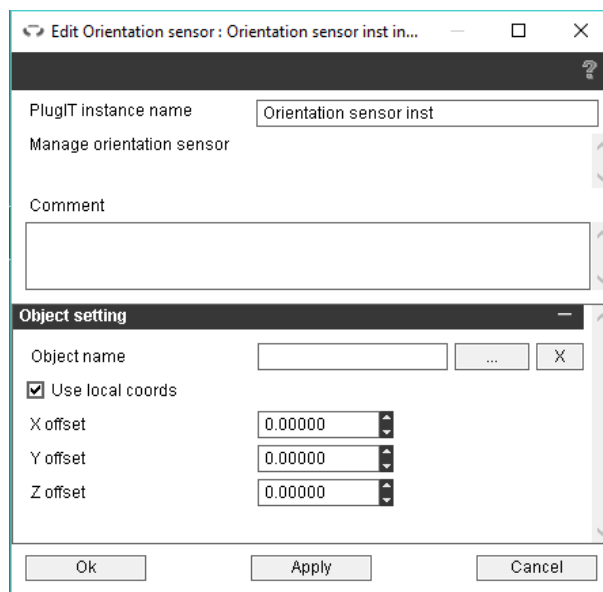


Figura N° 56 Configuración del bloque Orientation sensor inst

Fuente: Elaboración propia

3.6 Simulación del Sistema

Si bien el maniquí de trauma está compuesto por el sistema mecánico, eléctrico, electrónico y un software de control. A continuación, se expone la simulación del sistema desarrollado en Simulink y OpenSpace3D los cuales se comunican por medio de un protocolo de comunicación TCP/IP.

Simulación del Sistema Mecánico

A continuación, se expone la representación del mecanismo diseñado para el pulso radial de ambos brazos. Por medio de SimMechanics Link, se generó el diagrama de bloques en Simulink de Matlab.

Esta simulación inició con la validación del modelo. Donde se revisó que toda la información ingresada por medio de los bloques y conexiones entre ellos. Luego, se validó las coordenadas de los sistemas del cuerpo: las juntas, las restricciones, las geometrías de las piezas y la topología del modelo.

Luego, la simulación revisa la tolerancia de todas las juntas que manualmente han sido ensambladas. Además de revisar todas las restricciones y relaciones de consistencia y elimina las restricciones redundantes.

Posterior a ello, la simulación ejecutó los movimientos de los actuadores y la relación de piezas de tal manera que pudo analizar las fuerzas aplicadas y los torques que actúan sobre los elementos del mecanismo. Revisando la consistencia de tolerancia y detectando cualquier alineamiento singular entre las juntas iniciales.

Finalmente, en caso de encontrar una junta, la simulación revisa paso a paso la transmisión de movimiento entre cada elemento.

Simulación del mecanismo de pulso radial

A continuación, la Figura N° 57 muestra los bloques que fueron generados en Simulink que representan los elementos del mecanismo del pulso radial operando correctamente. Siendo los bloques finales los que ejecutaron el movimiento lineal bajo las condiciones requeridas que fueron descritas en el capítulo de Diseño Mecánico.

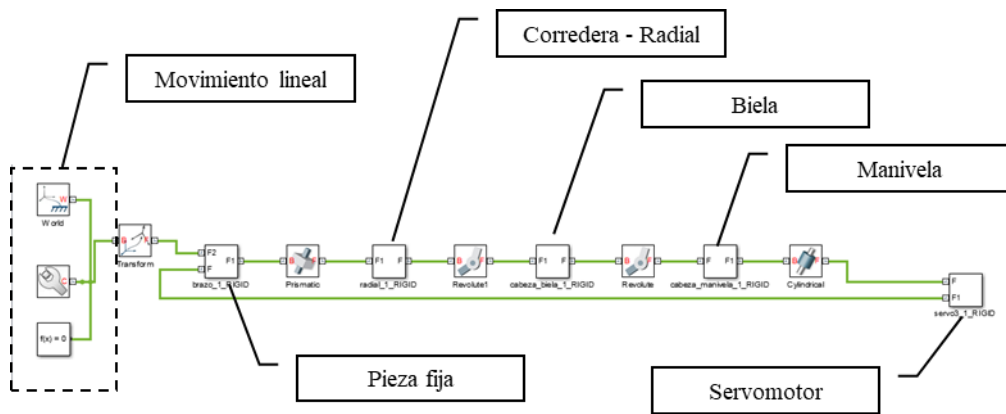


Figura N° 57 Simulación del mecanismo de pulso radial en Simulink

Fuente: Elaboración propia

Asimismo, la Figura N° 58 muestra las piezas que conformaron el mecanismo de movimiento. Siendo el perfil cuadrado, la representación del brazo del maniquí de trauma el cual se consideró en esta simulación como una pieza fija e inmóvil.

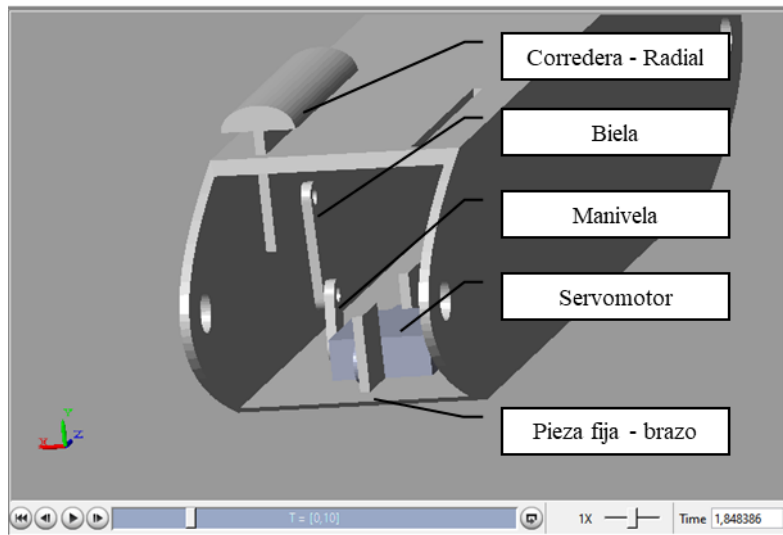


Figura N° 58 Simulación del mecanismo de pulso radial de SolidWorks en Matlab

Fuente: Elaboración propia

Simulación del mecanismo de pulso carotídeo

A continuación, la Figura N° 59 muestra los bloques que fueron generados en Simulink y que representaron los elementos del mecanismo del pulso carotídeo operando correctamente. Siendo los bloques finales los que ejecutaron el movimiento lineal bajo las condiciones requeridas que fueron descritas en el capítulo de Diseño Mecánico.

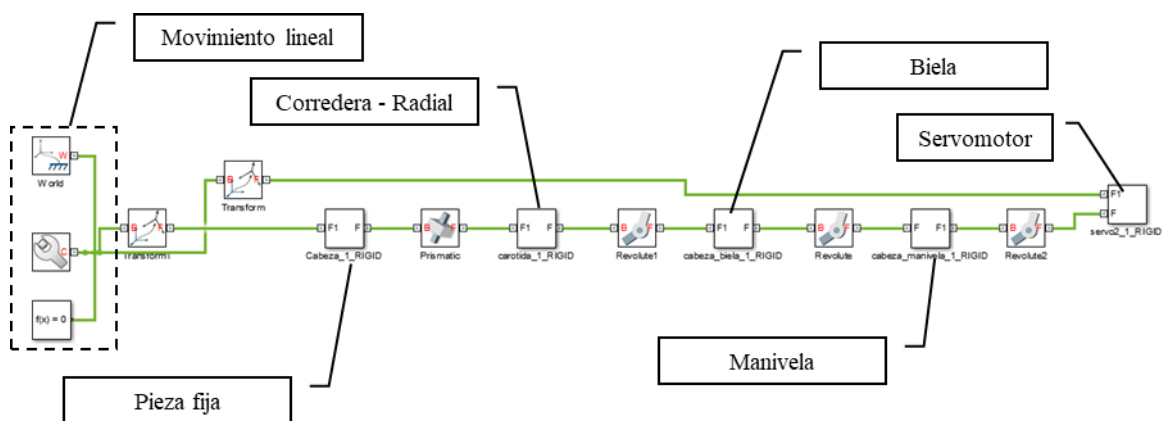


Figura N° 59 Simulación del mecanismo de pulso carotídeo en Simulink

Fuente: Elaboración propia

Asimismo, la Figura N° 60 muestra las piezas que conformaron el mecanismo de movimiento. Siendo el sólido 3D la cabeza del maniquí de trauma el cual se consideró en esta simulación como una pieza fija e inmóvil.

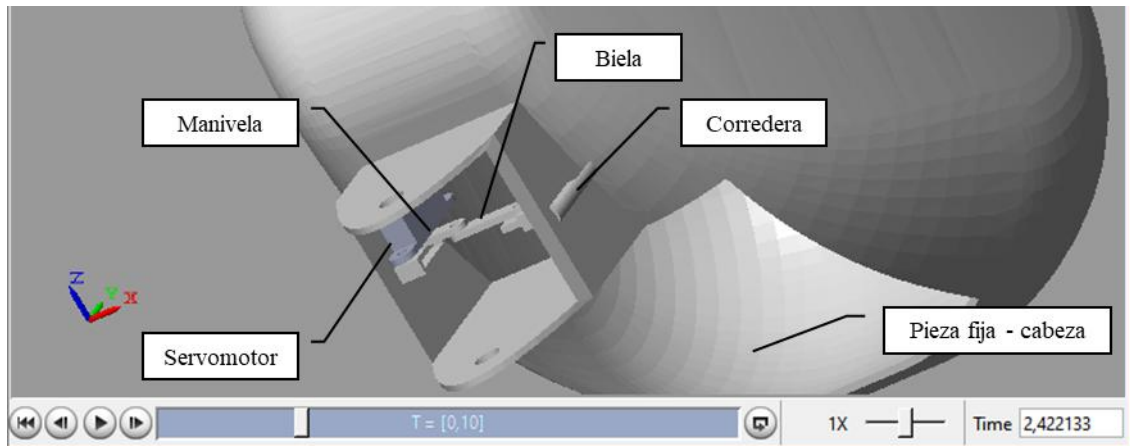


Figura N° 60 Simulación del mecanismo de pulso carotídeo de SolidWorks en Matlab

Fuente: Elaboración propia

Simulación del mecanismo de ventilación pulmonar

A continuación, la Figura N° 61 muestra los bloques que fueron generados en Simulink y que representaron los elementos del mecanismo del pulso carotídeo operando correctamente. Siendo los bloques finales los que ejecutan el movimiento lineal bajo las condiciones requeridas que fueron descritas en el capítulo de Diseño Mecánico.

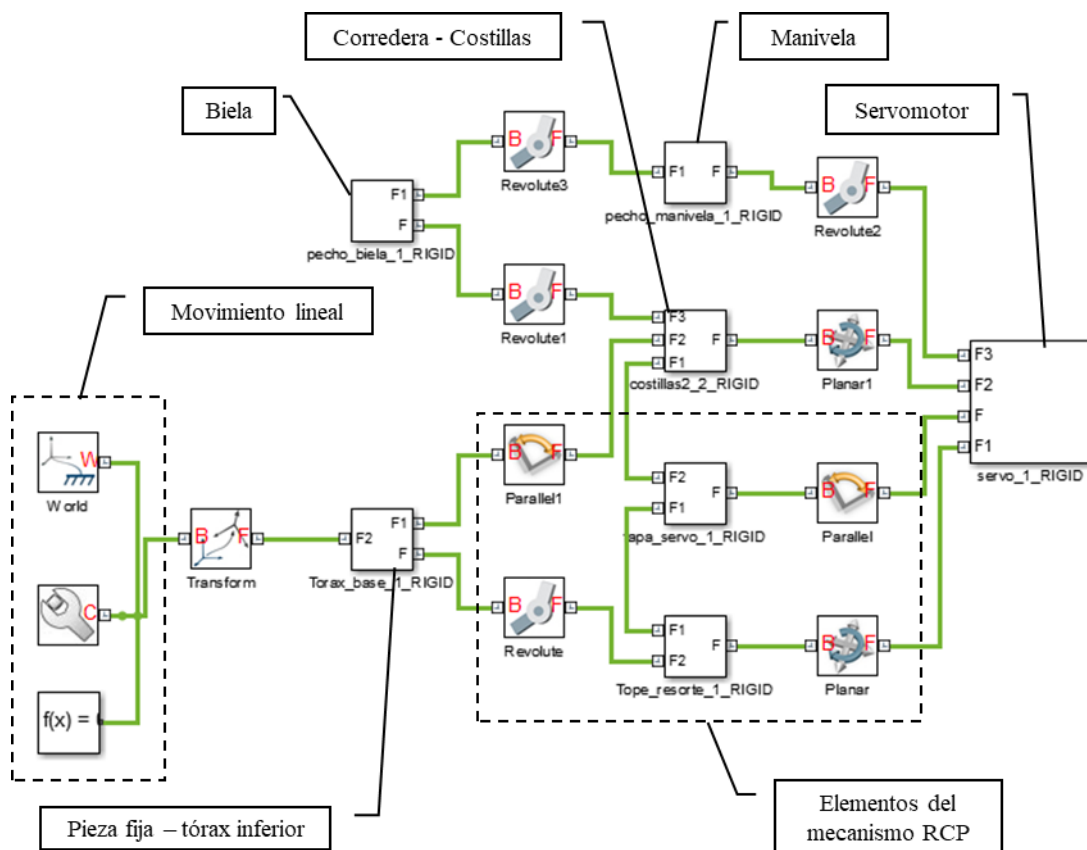


Figura N° 61 Simulación del mecanismo de ventilación pulmonar en Simulink

Fuente: Elaboración propia

Asimismo, la Figura N° 62 muestra las piezas que conformaron el mecanismo de movimiento. Siendo la pieza inferior de forma paralelepípeda, el tórax inferior del maniquí de trauma el cual se consideró en esta simulación como una pieza fija e inmóvil.

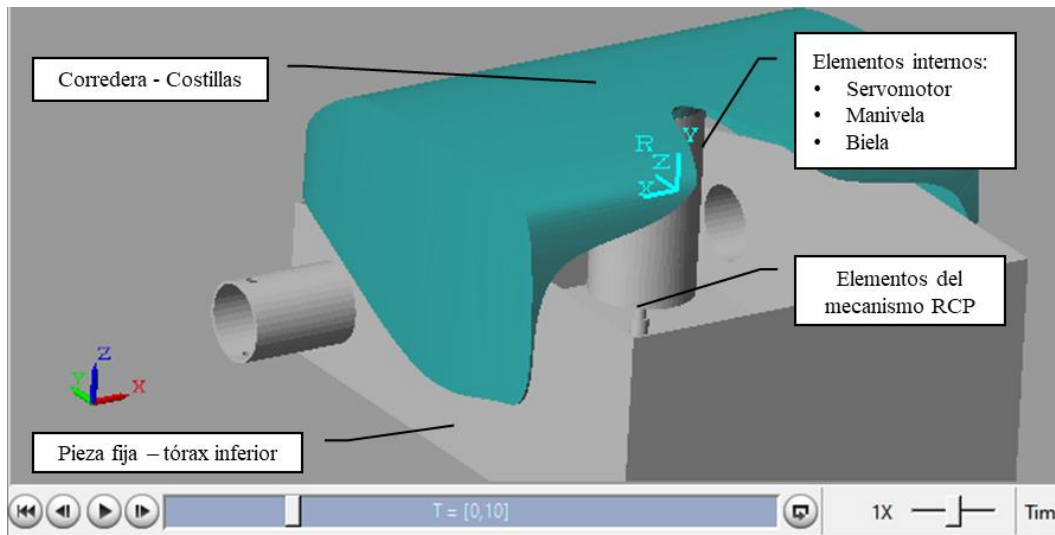


Figura N° 62 Simulación del mecanismo de ventilación pulmonar de SolidWorks en Matlab

Fuente: Elaboración propia

Simulación del Sistema Electrónico

A continuación, se describe la simulación del sistema electrónico que controla los servomotores de los mecanismos de movimiento cardíaco en los pulsos radiales y carotídeos, así como el mecanismo de movimiento de ventilación pulmonar. Esta simulación fue desarrollada en Simulink e incorpora los bloques de control por medio de lógica difusa.

Control del movimiento pulso radial

Para el caso de la simulación de control de los movimientos de pulso radial, se desarrolló una distribución de bloques que se muestra en la Figura N° 63. Considerando que el escenario de la simulación tiene un paciente con baja presión, se establece un valor mínimo a la entrada "Presión" del controlador. Asimismo, considerando que la lectura de posición del servomotor tiene un comportamiento sinusoidal, se estableció una señal seno con amplitud 0.5 y frecuencia (LPM) de 2.267Hz. De tal manera que, según la Ecuación (45), se dispuso de una frecuencia de 136 latidos por minuto.

$$LPM = f * 60 \dots\dots\dots (45)$$

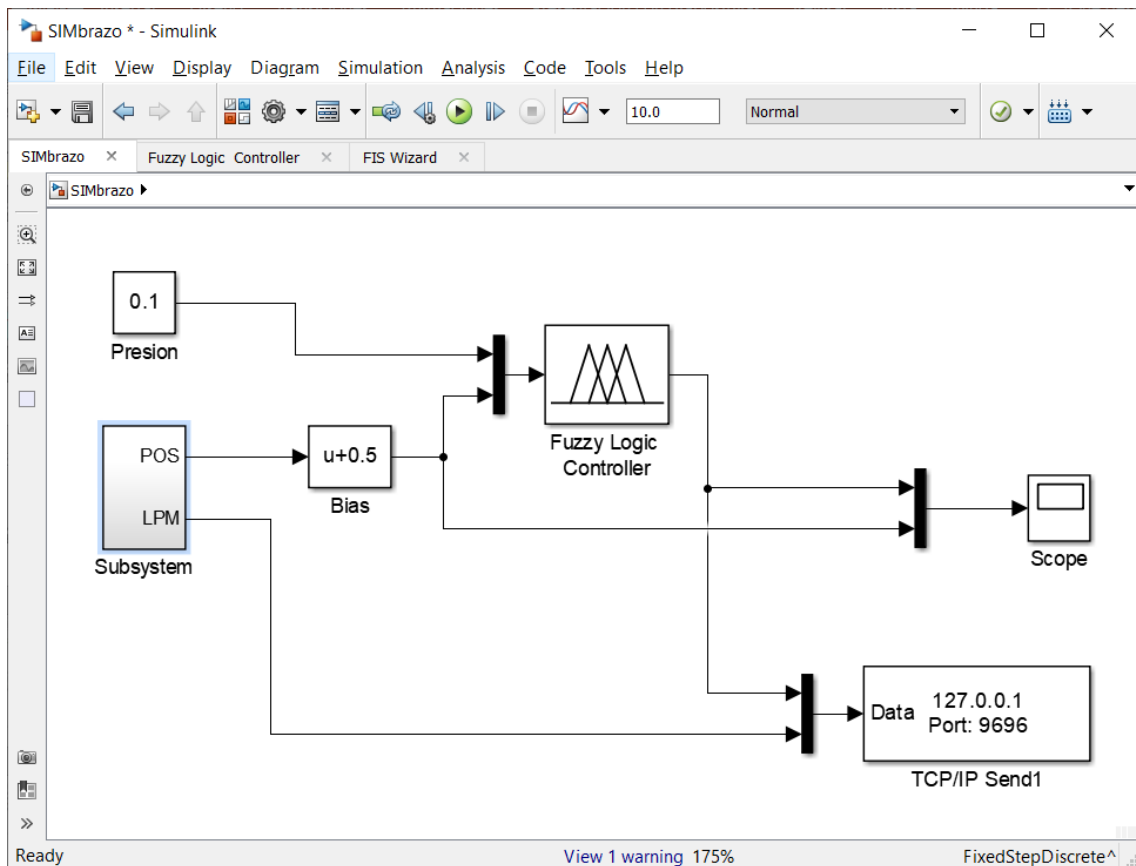


Figura N° 63 Simulación del control de pulso radial por medio de lógica difusa en Simulink

Fuente: Elaboración propia

El comportamiento del controlador se muestra en la Figura N° 64. Se observa que, ante una baja presión, el movimiento del servomotor tuvo la tendencia a mantenerse detenido siempre y cuando el valor de posición sea en el eje positivo (corredera extraída).

Asimismo, este comportamiento fue transmitido por medio de una comunicación TCP/IP al puerto 9696 del host interno del dispositivo donde se ejecutó la simulación. Este puerto corresponde al servicio que fue creado en la simulación del software, desarrollado en la plataforma OpenSpace3D.

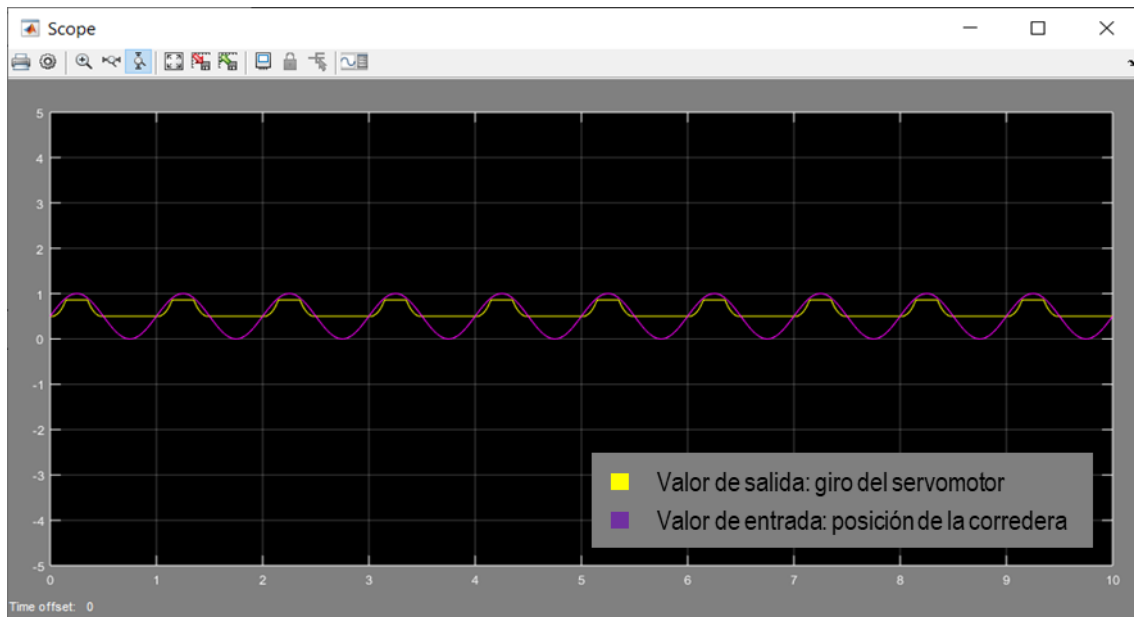


Figura N° 64 Comportamiento del control de pulso radial por medio de lógica difusa en Simulink

Fuente: Elaboración propia

Control del movimiento pulso carotídeo

Al igual que la simulación previa, para el caso de la simulación de control de los movimientos de pulso carotídeo, se desarrolló una distribución de bloques que se muestra en la Figura N° 65Figura N° 63. Considerando que el escenario de la simulación tuvo un paciente con baja presión, se estableció el mismo valor (0.1) a la entrada “Presión” del controlador. Asimismo, considerando que la lectura de posición del servomotor tuvo un comportamiento sinusoidal, se estableció una señal seno con amplitud 0.5 y frecuencia (LPM) de 2.267Hz. De tal manera que, según la Ecuación (46), se dispuso de una frecuencia de 136 latidos por minuto.

$$LPM = f * 60 \dots\dots\dots (46)$$

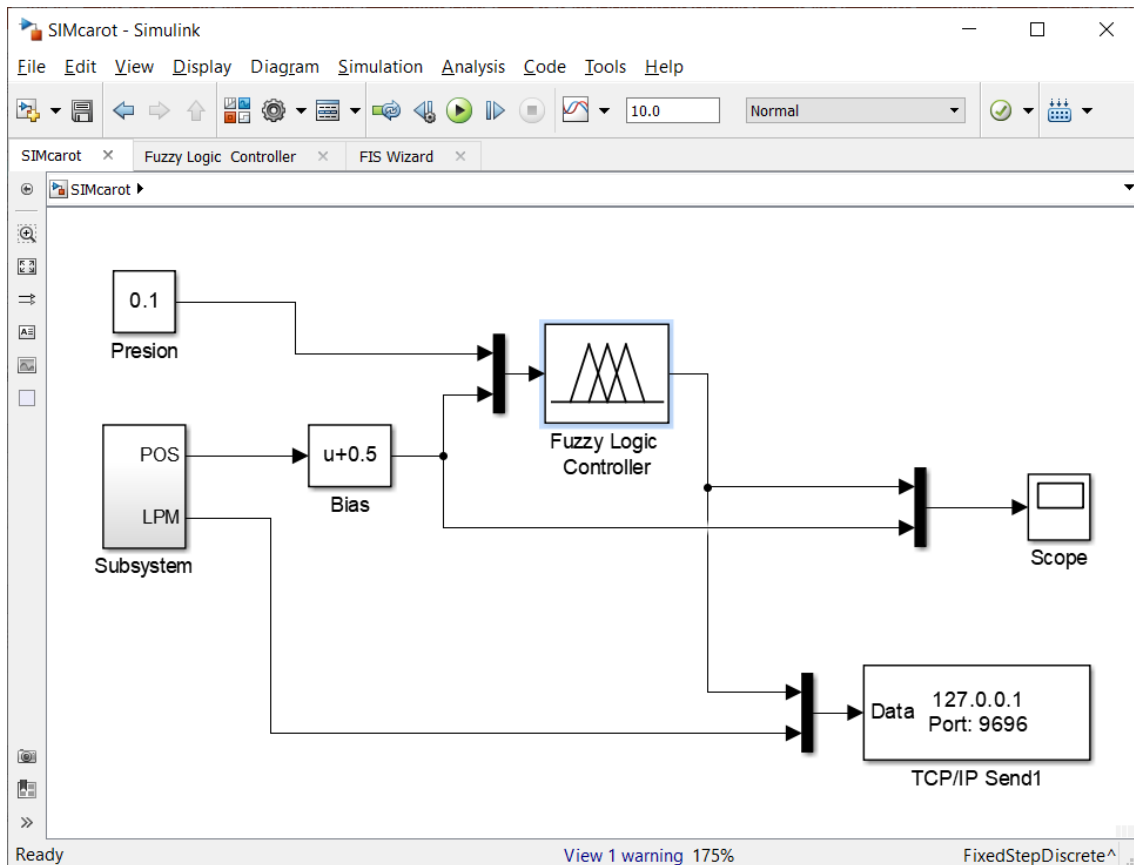


Figura N° 65 Simulación del control de pulso carotídeo por medio de lógica difusa en Simulink

Fuente: Elaboración propia

El comportamiento del controlador se muestra en la Figura N° 66. Se observa que, ante una baja presión, el movimiento del servomotor se limitó a operar desde la mitad de la amplitud hasta el extremo superior (corredera extraída). De tal manera que da la sensación de un pulso débil al tacto.

Asimismo, este comportamiento fue transmitido por medio de una comunicación TCP/IP al puerto 9696 del host interno del dispositivo donde se ejecutó la simulación. Este puerto corresponde al servicio que fue creado en la simulación del software, desarrollado en la plataforma OpenSpace3D.

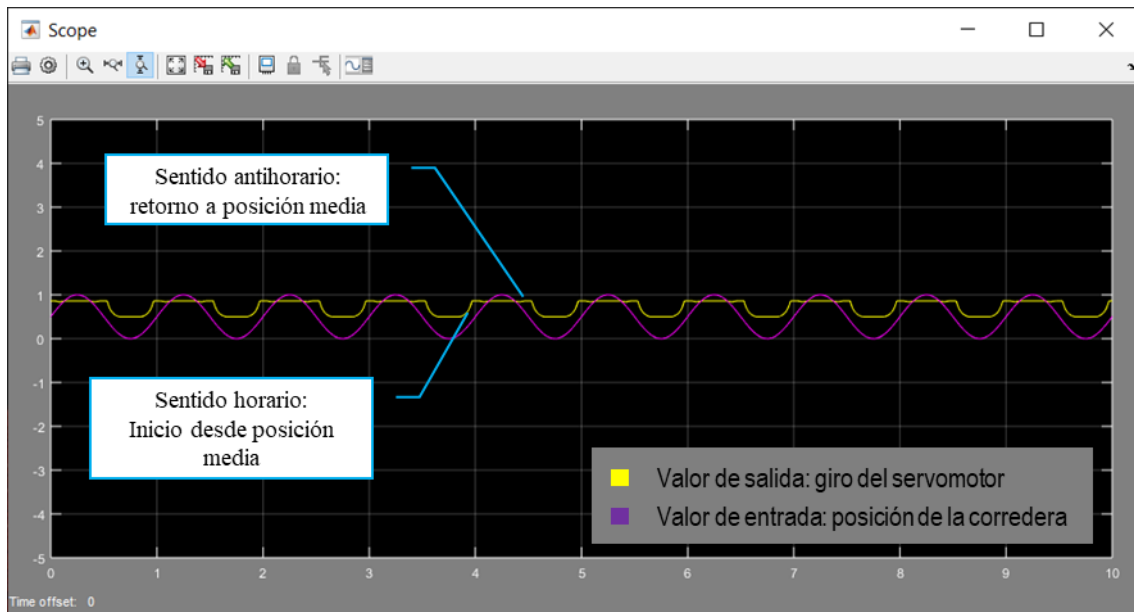


Figura N° 66 Comportamiento del control de pulso radial por medio de lógica difusa en Simulink

Fuente: Elaboración propia

Simulación del Software

A continuación, se dispone de la simulación del software desarrollado para la representación gráfica del maniquí de trauma. Si bien el software está con el hardware del maniquí de trauma vía TCP/IP, la presente simulación recibió la información en tiempo real de la simulación del sistema electrónico desarrollado en Simulink.

Para ello, se desarrolló la programación por bloques de los componentes de esta visualización (ver Figura N° 67). Esta distribución, se representó a la programación requerida para visualizar los valores establecidos por la simulación en Simulink de cada mecanismo de movimiento de pulso radial (izquierdo y derecho), pulso carotídeo y la ventilación pulmonar. Tal como indica la Figura N° 68, se dispuso de puntos que, al interactuar con ellos, fue posible visualizar por un tiempo de 2 segundos el estado de los signos vitales que fueron transmitidos por la simulación en Simulink.

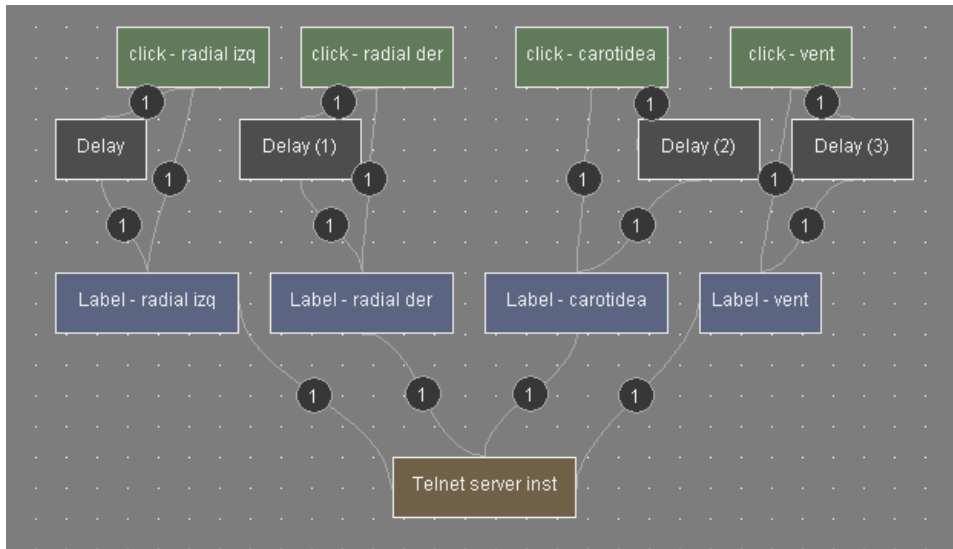


Figura N° 67 Programación por bloques de la comunicación TCP/IP

Fuente: Elaboración propia

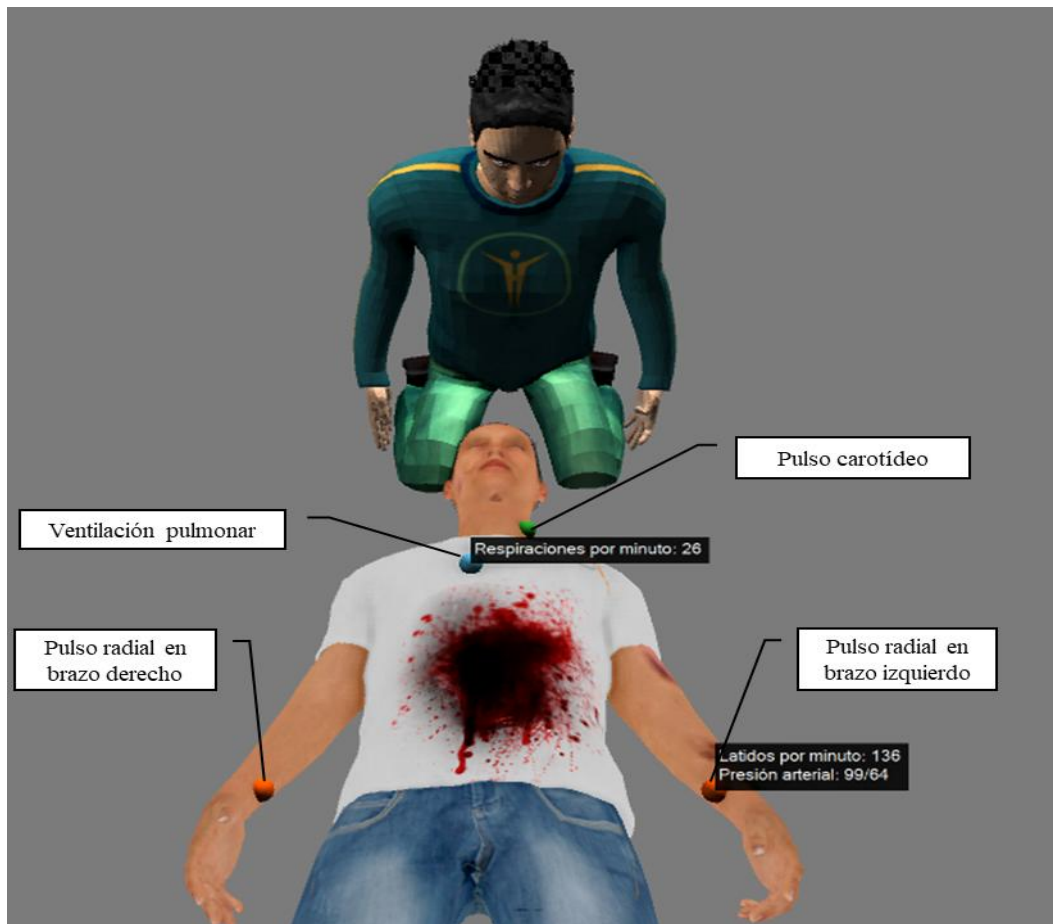


Figura N° 68 Visualización de los valores iniciales simulados por Simulink

Fuente: Elaboración propia



Figura N° 69 Visualización de los valores durante la atención

Fuente: Elaboración propia

CAPÍTULO IV: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Pruebas

Se realizó tres pruebas que consisten en distintas simulaciones con la ayuda del software Simulink, donde se simuló la señal de los sensores, del control, de la actuación de los servomotores de la ventilación, pulso radial y pulso carotídeo. Los mismos que fueron representados en una simulación por medio del software OpenSpace3D el cual muestra un escenario de intervención prehospitalaria del personal de la Compañía de Bomberos La Molina N°96.

Prueba 1

Consistió en demostrar la eficiencia del diseño, probando el resultado de su aplicación. Para ello, se realizó una evaluación escrita antes y después de usar la simulación de la presente investigación.

Por medio de esta evaluación, se midió la mejora del conocimiento de los procedimientos de intervenciones prehospitalaria por medio de un aprendizaje empírico, siendo el escenario del ejercicio, el de un paciente con múltiples traumas. Los participantes de esta prueba fueron la totalidad del personal médico de la Compañía de Bomberos La Molina N°96 que participa diariamente en emergencias médicas.

Cabe resaltar que todas las preguntas fueron elaboradas por el Área de Sanidad de la compañía de bomberos. A continuación, se listan las preguntas realizadas, las respuestas correctas y la escena en la simulación donde se relaciona este aprendizaje.

¿Cuál es el abordaje estándar para un paciente de trauma?

Respuesta:

La evaluación inicial sirve para identificar amenazas inminentes a la vida y simultáneamente tratarlas. Los cinco componentes de la evaluación inicial incluyen: Vía aérea, Respiración, Circulación, Discapacidad y Exposición. La evaluación secundaria sirve para completar la examinación

física e histórica para identificar lesiones que no suponen un peligro de muerte.

Escena en software:

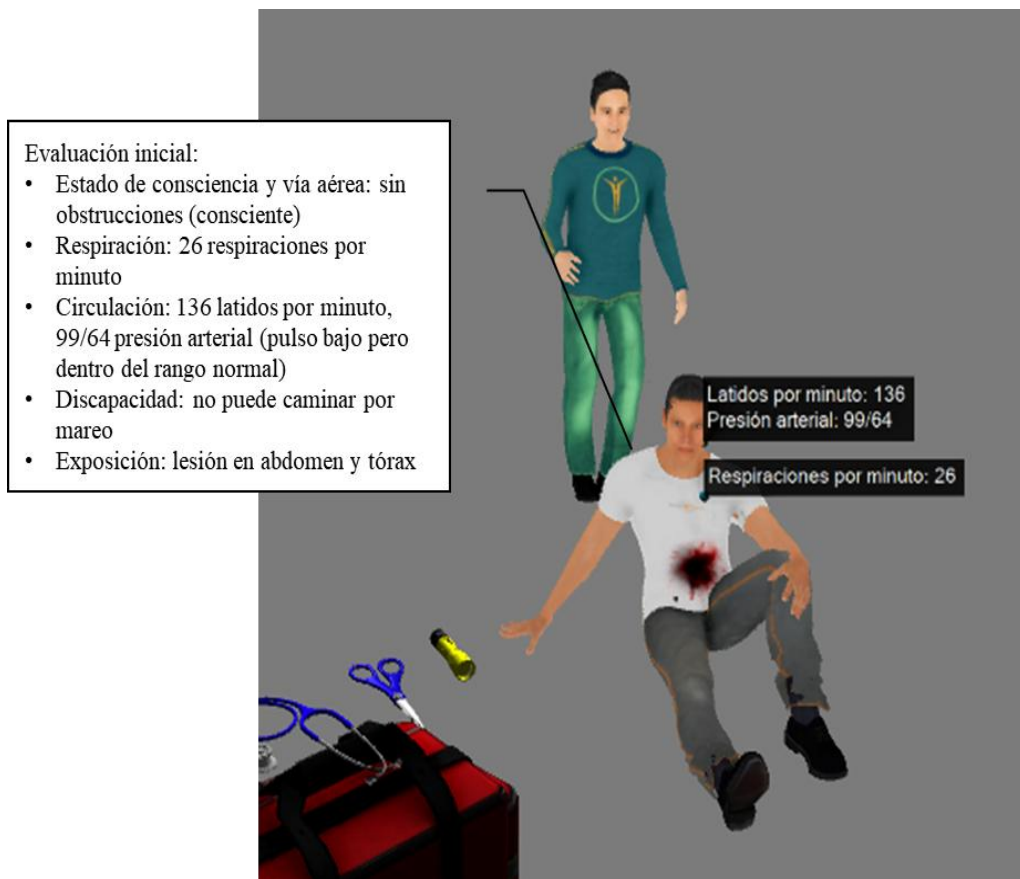


Figura N° 70 Abordaje estándar realizado en la simulación

Fuente: Elaboración propia

¿Cuáles son los signos de neumotórax a tensión?

Respuesta:

Los principales signos son:

- Dolor de pecho pleurítico
- Dificultad respiratoria

Además, se pueden presentar los siguientes:

- Hipotensión
- Taquicardia
- Distensión venosa yugular
- Hipoxia
- Desviación traqueal lejos del lado con el neumotórax
- Disminución de sonidos respiratorios en el lado afectado
- Pulso sin ritmo
- Colapso circulatorio completo con paro o asistolia.

Escena en software:

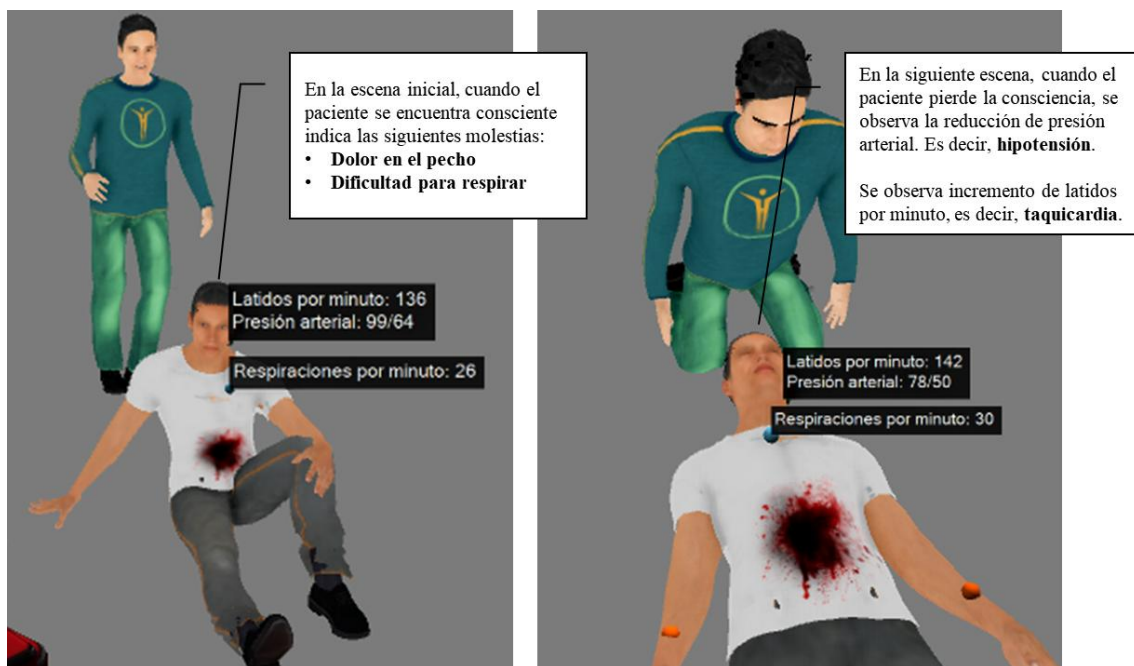


Figura N° 71 Signos de neumotórax vistos en la simulación

Fuente: Elaboración propia

¿Cuál es el tratamiento para el neumotórax a tensión?

Respuesta:

Se debe colocar 100% de oxígeno suplementario. Asimismo, la toracotomía del tubo torácico es el tratamiento definitivo si el paciente es hemodinámicamente inestable, primero se puede realizar una toracotomía con aguja, seguida de la colocación de un tubo torácico.

Escena en software:



Figura N° 72 Tratamiento de neumotórax vistos en la simulación

Fuente: Elaboración propia

¿Cuándo se debe considerar una transfusión de sangre en un paciente de trauma?

Respuesta:

En caso de Hipovolemia

Escena en software:

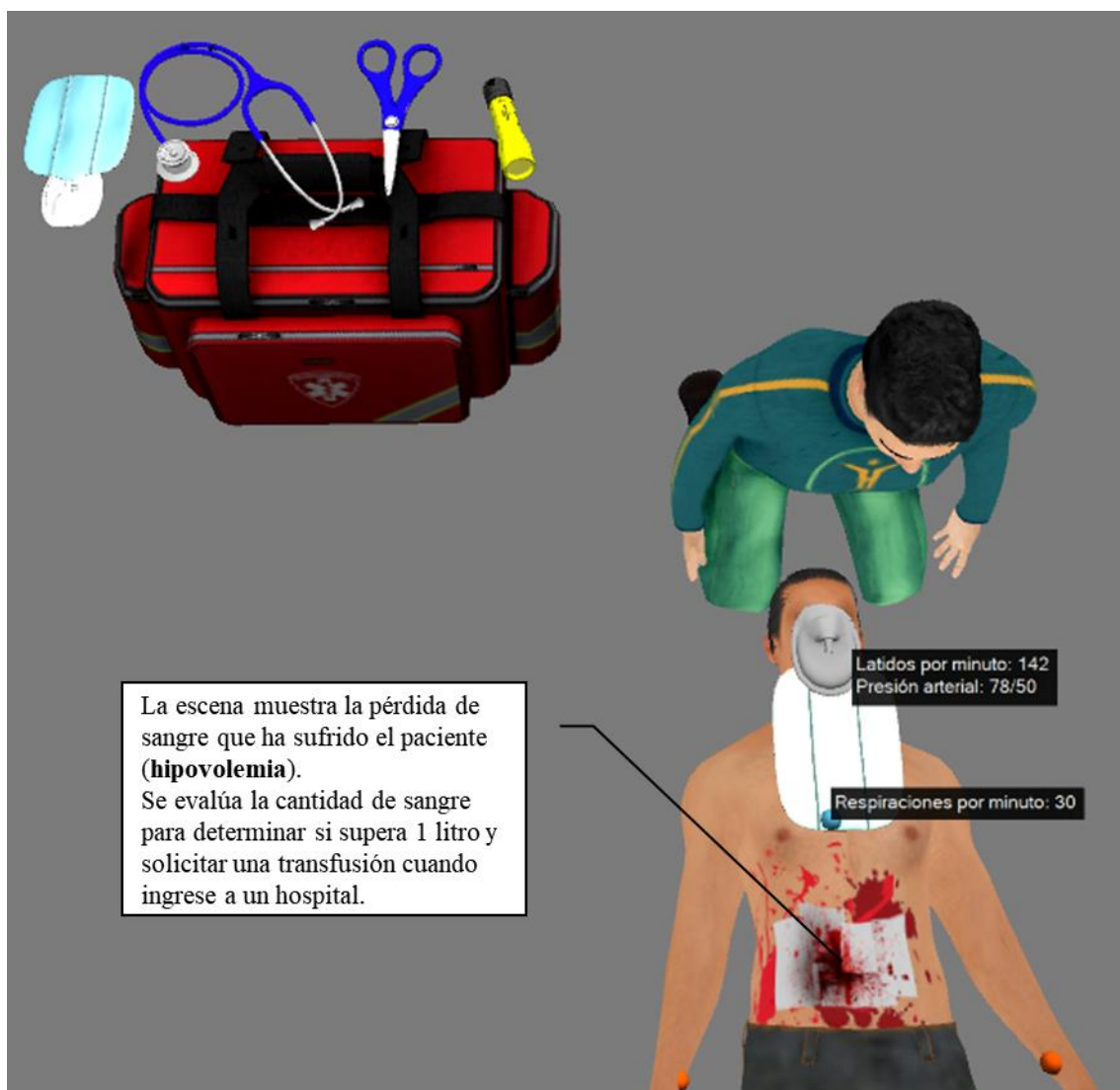


Figura N° 73 Hipovolemia vista en la simulación

Fuente: Elaboración propia

Prueba 2

Consistió en una simulación donde el maniquí de trauma permitió reproducir una situación realista de una intervención prehospitalaria. A continuación, se describe por medio de un diagrama de bloques una intervención prehospitalaria que está representada por un escenario de una persona que ha sufrido múltiples traumas:

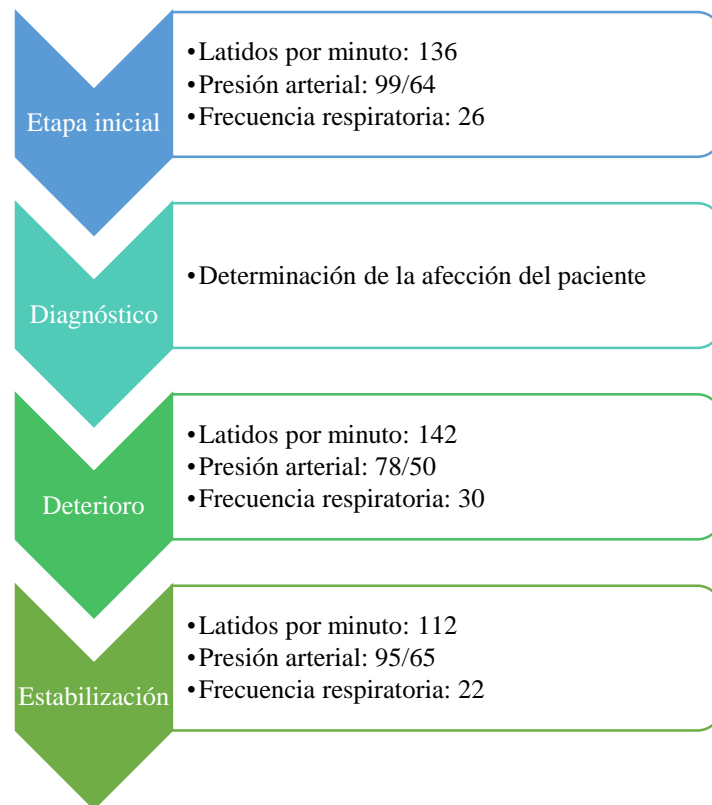


Figura N° 74 Diagrama de flujo de la intervención prehospitalaria en un escenario de múltiples traumas

Fuente: Elaboración propia

Prueba 3

Consistió en una simulación donde el maniquí de trauma permitió medir la calidad de una intervención prehospitalaria según los procedimientos de

atención establecidos. Tal como se observa en la selección de variables, los indicadores de la intervención prehospitalaria fueron:

- Diagnóstico acertado
- Estabilización del paciente
- Duración del paciente

4.2 Resultados

A continuación, se presentan los resultados de cada prueba realizada.

Resultados de la prueba 1

En la Tabla N° 23, se observa el porcentaje de aciertos en las evaluaciones escritas de los tres participantes de la presente prueba. En la misma tabla se observa que, en promedio los participantes obtuvieron un puntaje aprobatorio en la evaluación previa, pero sin alcanzar el puntaje máximo de aciertos. Sin embargo, el puntaje obtenido en la prueba posterior se observa que todos lograron obtener el puntaje máximo. Por lo tanto, se observa que el resultado de la presente prueba se traduce a que el diseño es eficiente y el uso de la simulación mejora el conocimiento de los procedimientos de intervención prehospitalaria.

Tabla N° 23 Porcentaje de aciertos en las evaluaciones escritas

Porcentaje de aciertos en las evaluaciones escritas

	Previo	Posterior
Participante A	75%	100%
Participante B	50%	100%
Participante C	75%	100%

Nota. Elaboración propia

Resultados de la prueba 2

Al iniciar la simulación, se observó y se escuchó al paciente que aún estaba consciente y se quejaba de un dolor en el pecho y dificultad respiratoria (ver Figura N° 75). Al acercarse para realizar una evaluación primaria, se observó que los signos vitales tienen los siguientes estados:

- Latidos por minuto: 136
- Presión arterial: 99/64
- Respiraciones por minuto: 26

Asimismo, se observó que el paciente tiene una hemorragia externa a la altura del abdomen y presenta un gran volumen perdido de sangre. En la evaluación inicial, se diagnosticó que el paciente había sufrido una seria lesión en el sistema respiratorio y contaba con un cuadro de neumotórax.



Figura N° 75 Escena inicial de una situación realista de una intervención prehospitalaria

Fuente: Elaboración propia

Sin embargo, al finalizar la evaluación inicial, el paciente perdió la consciencia manteniendo los signos vitales por un breve periodo de tiempo (20 segundos), ver Figura N° 76.



Figura N° 76 Pérdida de la consciencia del paciente

Fuente: Elaboración propia

De inmediato, el operador del simulador ejecutó el comando de colocación de cánula para mantener la vía aérea liberada y la colocación de una mascarilla con reservorio para mantener oxigenado al paciente. Posterior a ello, se reevaluó el estado del paciente y se observó que sus signos vitales han sido deteriorados debido al neumotórax (ver Figura N° 77):

- Latidos por minuto: 142
- Presión arterial: 78/50
- Respiraciones por minuto: 30

Por lo tanto, el operador del simulador colocó una jeringa en el tórax y retiró el aire que estaba dañando al pulmón afectado (toracotomía).



Figura N° 77 Deterioro de los signos vitales a causa del neumotórax

Fuente: Elaboración propia

Luego, se controló la hemorragia por medio de gasas esterilizadas y se reevalúa el estado del paciente. Observando que los signos vitales del paciente se encuentran estables. Finalmente, el paciente se encuentra listo para ser trasladado.

- Latidos por minuto: 112
- Presión arterial: 95/65
- Respiraciones por minuto: 22



Figura N° 78 Paciente estable listo para ser trasladado

Fuente: Elaboración propia

Resultados de la prueba 3

En los resultados de la prueba 3, se observó que la simulación del maniquí de trauma permitió medir la calidad de la intervención prehospitalaria, por medio del registro de eventos al realizar el diagnóstico del paciente y al realizar la estabilización de los signos vitales del paciente. Cabe resaltar que esta información fue extraída del histórico de eventos (log de eventos) del software. La Figura N° 79, muestra los eventos del “Participante A” cuando realizó el diagnóstico y la estabilización del paciente.

Considerando que, el cumplimiento del diagnóstico acertado y de la estabilización del paciente activó un evento en el sistema, permitió medir la calidad de la intervención prehospitalaria. (ver Tabla N° 24).

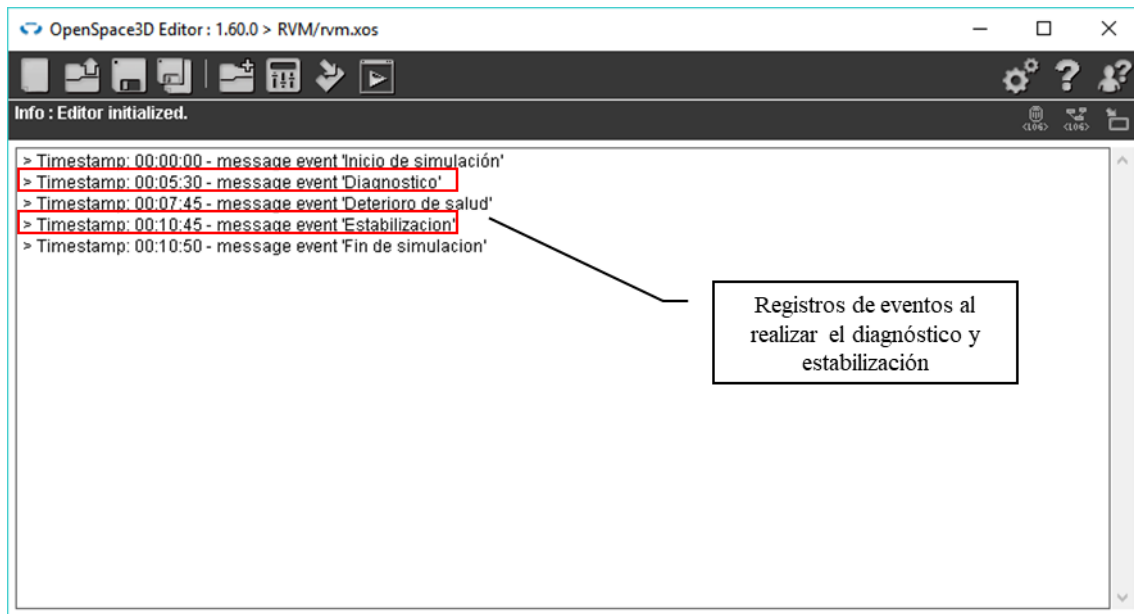


Figura N° 79 Log de eventos del software del maniquí de trauma

Fuente: Elaboración propia

Tabla N° 24 Resultados de respuestas correctas de la evaluación

Resultados de respuestas correctas de la evaluación

	Acierto en Diagnóstico	Estabilización cumplida	Tiempo transcurrido hasta el diagnóstico acertado	Tiempo transcurrido hasta la estabilización	Duración total de la intervención
Participante A	Sí	Sí	5:30	5:15	10:45
Participante B	Sí	Sí	4:45	5:10	9:55
Participante C	Sí	Sí	5:10	5:10	10:20

Nota. Elaboración propia

CONCLUSIONES

De la presente investigación, podemos citar las siguientes conclusiones:

1. Fue posible diseñar y simular un maniquí de trauma que con una simulación realista permita refinar la educación empírica de las intervenciones prehospitalarias. Por medio de la primera prueba, se realizó una evaluación escrita antes y después de usar el simulador a tres bomberos de la Compañía de Bomberos La Molina, donde se obtuvieron los resultados de una mejora significativa en la evaluación final. En ella, se observa que la capacitación empírica llegó reforzar los conocimientos del personal, de tal manera que todos obtuvieron el 100% de acierto en la evaluación final.
2. Fue posible diseñar un maniquí trauma que permita reproducir situaciones realistas de intervenciones prehospitalarias. Por medio de la segunda prueba, se establece una secuencia de operación para una intervención prehospitalaria representada por un escenario de una persona que ha sufrido múltiples traumas, donde se obtuvo una secuencia en un entorno virtual el cual sigue la secuencia de la intervención prehospitalaria según los procedimientos establecidos.
3. Fue posible diseñar una realidad virtual mixta que permita simular y medir la calidad de una intervención prehospitalaria según los procedimientos de atención. Por medio de la tercera prueba, se verifica la calidad de la intervención bajo un escenario de una persona con múltiples traumas. Como resultado, se observa el cumplimiento del diagnóstico y estabilización del paciente, así como el tiempo transcurrido hasta cada uno de ellos. Siendo esta información, extraída directamente del registro de eventos del software.
4. Fue posible diseñar y simular un maniquí de trauma que permita mejorar la capacitación en intervenciones prehospitalarias del personal de la Compañía de Bomberos La Molina N°96. Por medio de las pruebas descritas, que considera medir la adquisición de los conocimientos prácticos, el cumplimiento del procedimiento de manejo de trauma en un paciente y la medición de la calidad de la intervención. Como resultado, se observa que la simulación del diseño permite mejorar la capacitación en intervenciones prehospitalarias por medio del conocimiento adquirido en la simulación, por el reforzamiento de la cadena de actividades que se debe realizar en un procedimiento estándar de manejo de trauma y por los factores que determinan una intervención de calidad.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

De la presente investigación, podemos citar las siguientes observaciones y recomendaciones:

1. Habiendo cumplido con el objetivo de diseñar y simular un maniquí de trauma que con una simulación realista permite refinar la educación empírica de las intervenciones prehospitalarias en un escenario de múltiples traumas, se recomienda generar otros escenarios que permitan mejorar el entrenamiento de otras intervenciones prehospitalarias por enfermedad y/u otros tipos de lesiones. Asimismo, estos nuevos escenarios deben estar adecuados al algoritmo según los procedimientos establecidos por instituciones competentes como el American Heart Association (AHA).
2. Habiendo cumplido con el objetivo de diseñar un maniquí de trauma que permite reproducir situaciones realistas de intervenciones prehospitalarias, se recomienda que para nuevos escenarios de intervención prehospitalaria se desarrolle los objetos virtuales en una plataforma de diseño 3D que permita renderizar los diseños de tal manera que cuente con un dibujo realista con grandes acabados.
3. Habiendo cumplido con el objetivo de diseñar una realidad virtual mixta que permite simular y medir la calidad de una intervención prehospitalaria según los procedimientos de atención, se recomienda que la elaboración de nuevos escenarios de intervención prehospitalaria sea supervisada por un médico especialista con amplia experiencia de tal manera que valide la operación y procedimiento de la intervención prehospitalaria.
4. Habiendo cumplido con el objetivo de diseñar y simular un maniquí de trauma que permita mejorar la capacitación en intervenciones prehospitalarias del personal de la Compañía de Bomberos La Molina N°96, se recomienda desarrollar diseños y simulaciones para otras atenciones de emergencias como lucha contra incendios, rescate vehicular, rescate en ascensores, entre otros.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abu-Zidan, F. (2016). *Advanced trauma life support training: How useful it is?* Obtenido de World Journal of Critical Care Medicine: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4733451/>
2. Adedoyin, R. &. (2012). Reference Values for Chest Expansion among Adult Residents in Ile-Ife. En R. Adedoyin, *Journal of Yoga & Physical Therapy*. Ile-Ife: Creative Commons Attribution.
3. Akin, J. E. (2010). *Finite Element Analysis Concepts via SolidWorks*. Texas: World Scientific.
4. Alinier, G. (2013). *Effectiveness of the use of simulation training in healthcare education*. Tesis especialidad, University of Hertfordshire, Reino Unido.
5. American College of Cardiology / American Heart Association. (2017). *Highlights from the 2017 Guideline for the Prevention, Detection, Evaluation and Management of High Blood Pressure in Adults*. Texas: AHA.
6. American Heart Association. (2015). *Highlights of the 2015 American Heart Association: Guidelines Update for CPR and ECC*. Texas: American Heart Association.
7. Balthazard, P. &. (2015). Fundamentos de biomecánica. En EM-Consulte, *EMC - Kinesiterapia: Medicina Física*. Issy les Moulineaux: Elsevier Masson SAS.
8. Cailliet, R. (2006). *Anatomía funcional, Biomecánica*. Madrid: MARBÁN.
9. Carmont, M. (2005). *The Advanced Trauma Life Support course: a history of its development and review of related literature*. Obtenido de Postgraduate Medical Journal: <http://pmj.bmj.com/>
10. Chong-Jeh, L. & Hsin-Yun, L. (2015). *Evaluation of an Advanced Trauma Life Support course in Taiwan*. Obtenido de ScienceDirect: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1682606X14001182>
11. Comité de Trauma del Colegio Americano de Cirujanos. (2016). *Programa Avanzado de Apoyo Vital en Trauma para Médicos ATLS*.
12. Dubois, E. &. (2010). *The Engineering of Mixed Reality System*. New York: Springer.
13. García, G. & Bedoya, S. & Estrada, Y. & Méndez, J. (2017). *Eficiencia y simulación clínica de alta fidelidad en el aprendizaje del análisis del manejo de trauma*.

Recuperado el 29 de Junio de 2018, de <https://www.itrauma.org/wp-content/uploads/2017/10/Efficacy-of-high-fidelity-clinical-simulation-presentation-Giovanni-Garcia-Castro.pdf>

14. Geddes, L. &. (2007). Chest Compression Force of Trained an Untrained CPR Rescuers. En A. varios, *Cardiovascular Engineering: An International Journal*. Berlin: Springer.
15. Heigel, G. (2017). *Creando escenarios de entrenamiento realistas y efectivos con un presupuesto limitado*. Recuperado el 29 de Junio de 2018, de <https://www.jems.com/articles/print/volume-42/issue-8/features/creating-realistic-effective-training-scenarios-on-a-limited-budget.html?c=1>
16. Herrera, O. (2015). *Factores asociados a la calidad de atención en el servicio de emergencia del Hospital Sergio E. Bernales*. Lima, Perú.
17. Holcomb, J. & Dumire, R. & Crommett, J. & Stamateris, C. & Fagert, M. & Cleveland, J. & Dorlac, G. & Dorlac, W. & Bonar, J. & Hira, K. & Aoki, N. & Mattox, K. (2002). *Evaluación de un equipo de intervención de prehospitalaria usando un maniquí de trauma para entrenamiento de resucitación*. Recuperado el 15 de Junio de 2018, de The Journal of Trauma, Injury, Infection, and Critical Care.
18. i-maginer. (2018). *Introduction to OpenSpace3D*. Nantes: i-maginer.
19. Instituto Nacional de Estadística e Informática. (2015). Encuesta Nacional de Programas Estratégicos 2011-2014. Perú.
20. IRA. (2018). *International Rescue Academy*. Obtenido de <http://iracademy.org/>
21. ITLS Perú. (2018). *Guía de Estudio: Trauma Prehospitalario*. 3era. Edición. Editorial ITLS Perú. Perú.
22. Jayaraman, S. & Sethi, D. (2008). *Entrenamiento para el personal de hospital en soporte avanzado de vida y manejo de trauma*. Recuperado el 20 de Junio de 2018, de The Cochrane Collaboration.
23. Kyle, J. (2008). *Student nurses' Experience of learning of human patient simulation*. Tesis Doctoral, University of Massachusetts Medical School Worcester, EEUU.
24. Lee, R. (2018). *Maniquí de entrenamiento de manejo de politraumatismos*. Recuperado el 29 de Junio de 2018, de <https://www.ruthlee.co.uk/manikins-dummies/multi-trauma-training-manikins-dummies>
25. Lickiss, P. (2017). *Tecnologías de simulación mejora la calidad del entrenamiento*. Recuperado el 29 de Junio de 2018, de

<https://www.emsworld.com/article/12320659/simulation-technology-improves-training-quality>

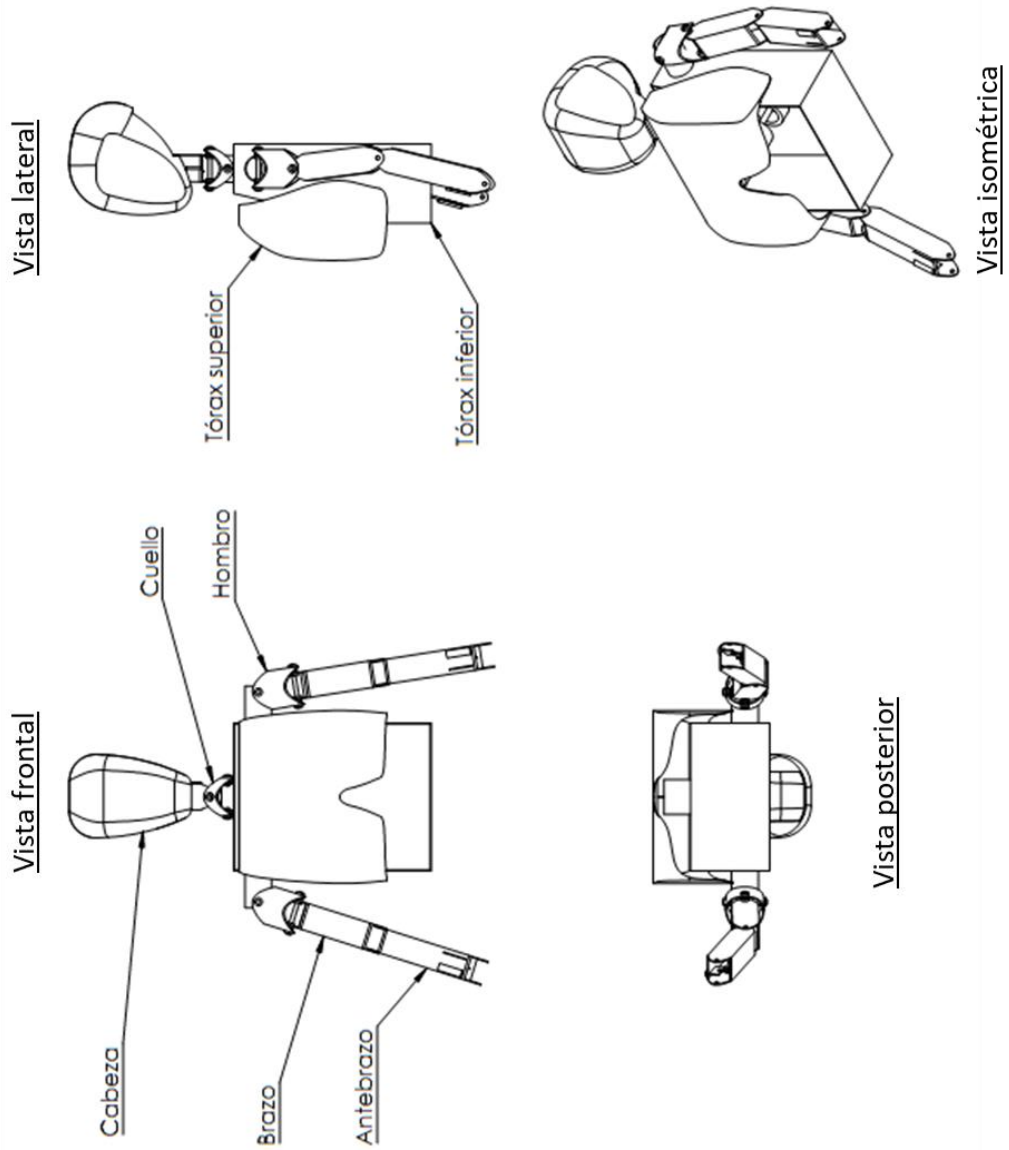
26. Miller, G. (1990). *The assessment of clinical skills/competence/performance*. Reino Unido: Med Educ.
27. Ministerio de Salud. (2017). En *Reducción de la mortalidad por emergencias y urgencias médicas: Diseño del Programa Presupuestal con el Enfoque de Resultados*. Perú.
28. Ministerio de Salud y Protección Social. (2012). *Guías básicas de atención médica prehospitalaria*. (4ta Edición). Bogotá: Universidad de Antioquía.
29. National Association of Emergency Medical Technicians. (2014). *PHTLS: Prehospital Trauma Life Support*. Massachusetts: Jones and Bartlett Publishers.
30. Norton, R. (2003). *Design of Machinery: An Introduction to the Synthesis and Analysis of Mechanisms and Machines*. Londres: Mcgraw-Hill.
31. Nutbeam, T. &. (2013). *ABC of Prehospital Emergency Medicine*. Birmingham: Wiley-Blackwell.
32. Ñañez, M. (2017). *Nivel de conocimientos en estudiantes del 4to. año de enfermería sobre el manejo inicial del paciente politraumatizado en el ámbito prehospitalario*. Tesis de posgrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Lima, Perú.
33. Paige, J. B. & Morin, K. H. (2013). Simulation Fidelity and Cueing: A Systematic Review of the Literature. *Clinical Simulation in Nursing*.
34. Pérez, M. (2017). *Revisión crítica: Aspectos a fortalecer en el personal de enfermería sobre el manejo de víctimas resultantes de desastres en la Unidad de Emergencias*. Tesis de posgrado, Universidad Santo Toribio de Mogrovejo, Facultad de Medicina, Lima, Perú.
35. Ramírez, Y. & Timaná, I. & Vera, L. (2014). *Nivel de conocimiento de reanimación cardiopulmonar básica, control de hemorragia externa e inmovilización de fracturas en conductores de mototaxis formales de San Martín de Porres*. Tesis de posgrado, Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú.
36. Rogers, D. (2007). *The effect of high-fidelity manikin-based human patient simulation on educational outcomes in advanced cardiovascular life support courses*. Tesis doctoral, Marshall University, Estados Unidos.

37. Schaumberg, A. & Schröder, T. & Sander, M. (2017). *Entrenamiento médico de emergencia a través de la simulación: ¿Siempre el mismo para todos?* Recuperado el 06 de Junio de 2018, de <https://doi.org/10.1007/s00101-017-0264-x>
38. Spokane, W. (2014). *Nuevos maniquís dan respuestas humadas para el entrenamiento de emergencias realistas.* Recuperado el 29 de Junio de 2018, de <https://www.inhs.info/SimMan/>
39. Thoureen, T. y. (2013). *Simulation Workbook: A tool for bringing the curriculum to life.* Nueva Delhi: Wiley-Blackwell.
40. Tims, D. (2012). *Maniquís realistas ayudan a simular el entrenamiento del personal técnico de emergencia en el condado de Washington.* Recuperado el 29 de Junio de 2018, de https://www.oregonlive.com/washingtoncounty/index.ssf/2012/03/lifelike_manikins_help_simulat.html
41. Welman, A. & Spies, C. (2016). *High fidelity simulation within nursing education: Considerations for meaningful learning.* Obtenido de Trends in Nursing (Volumen 3, Capítulo 1): <http://dx.doi.org/10.14804/3-1-42>
42. Wiles, M. (2005). SVTA: ¿Soporte de Vida y manejo de Trauma Arcaico? En *Anaesthesia.*
43. Wisborg, T. &.-H. (2009). *Maniquí o pacientes estandarizados: estudio de dos modalidades de entrenamiento en simulación de equipos de manejo de trauma.* Recuperado el 29 de Junio de 2018, de Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine.

ANEXOS

Anexo 1. Planos del diseño mecánico

Vistas del ensamblaje total del maniquí de trauma



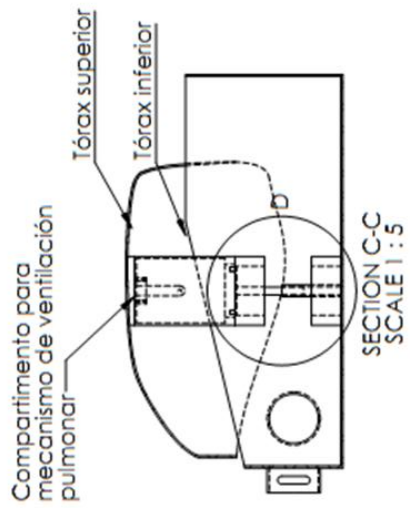
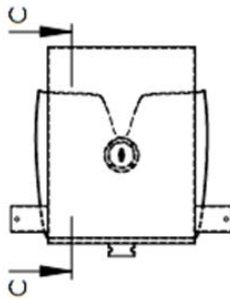
Fuente: Elaboración propia

Vistas de detalle del mecanismo de Reanimación Cardiopulmonar

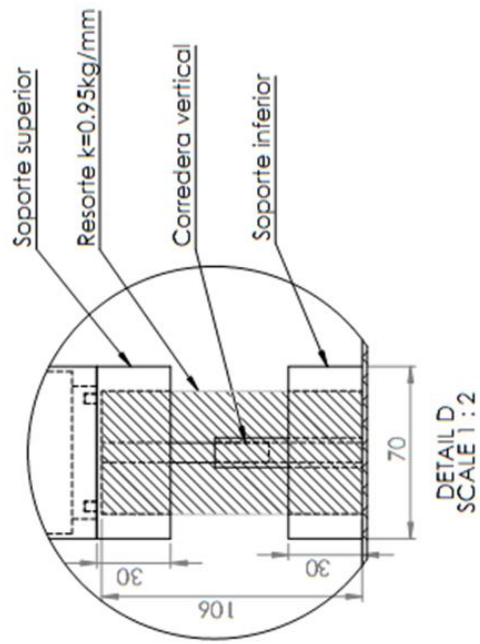
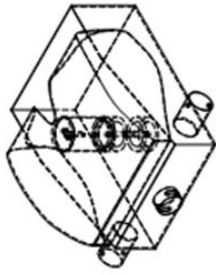
Vista lateral



Vista frontal



Vista isométrica

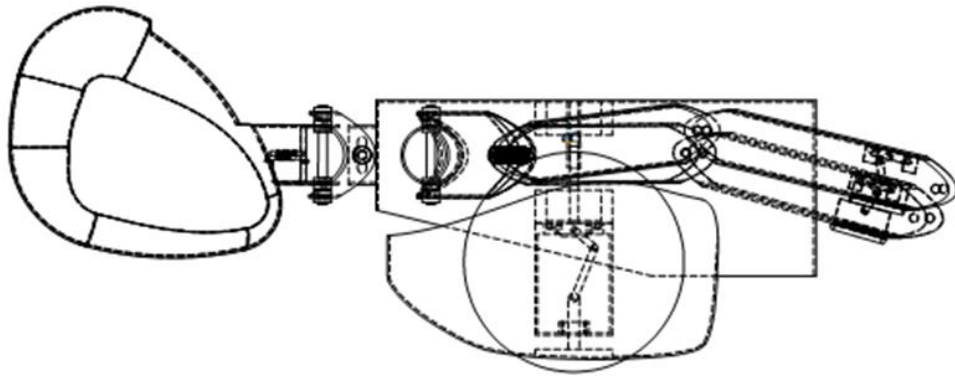


Nota: medidas en milímetros

Fuente: Elaboración propia

Vista de detalle del mecanismo de ventilación pulmonar

Vista lateral



Fuente: Elaboración propia

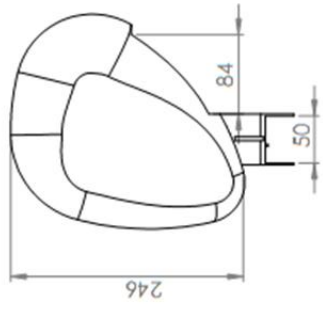
Compartimento:
Transmisión de carga axial a resorte
al replugar corredera a distancia
mínima.

DETAIL B
SCALE 1 : 2

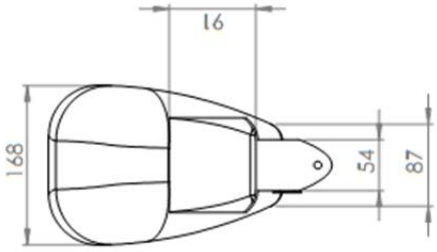
Nota: medidas en milímetros

Vistas de detalle del mecanismo de pulso carotideo

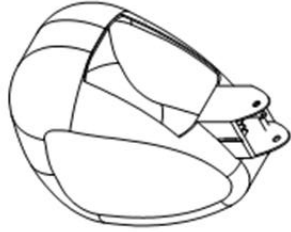
Vista lateral



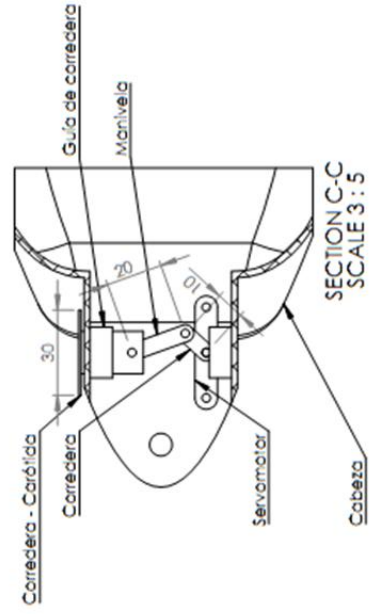
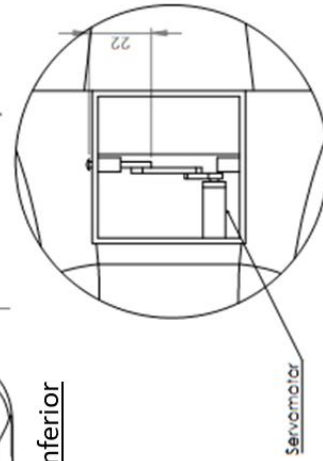
Vista posterior



Vista isométrica



Vista inferior

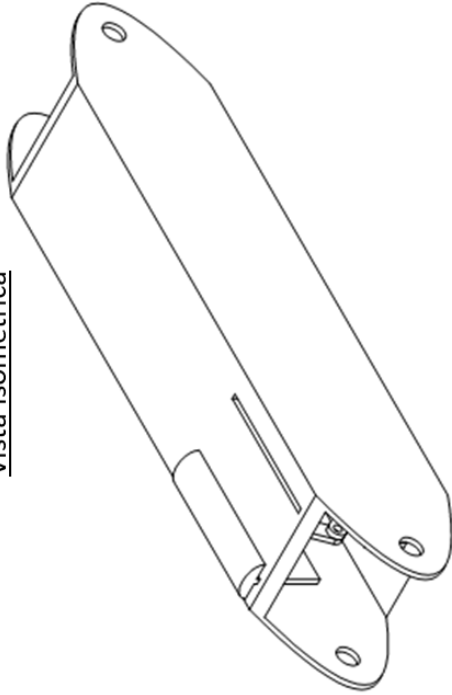


Nota: medidas en milímetros

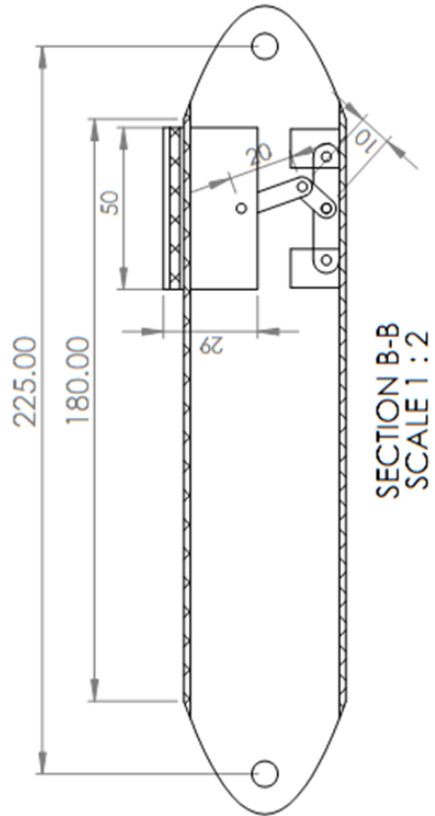
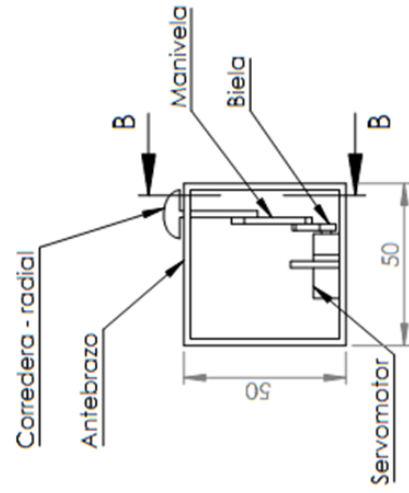
Fuente: Elaboración propia

Vistas de detalle del mecanismo de pulso radial

Vista isométrica



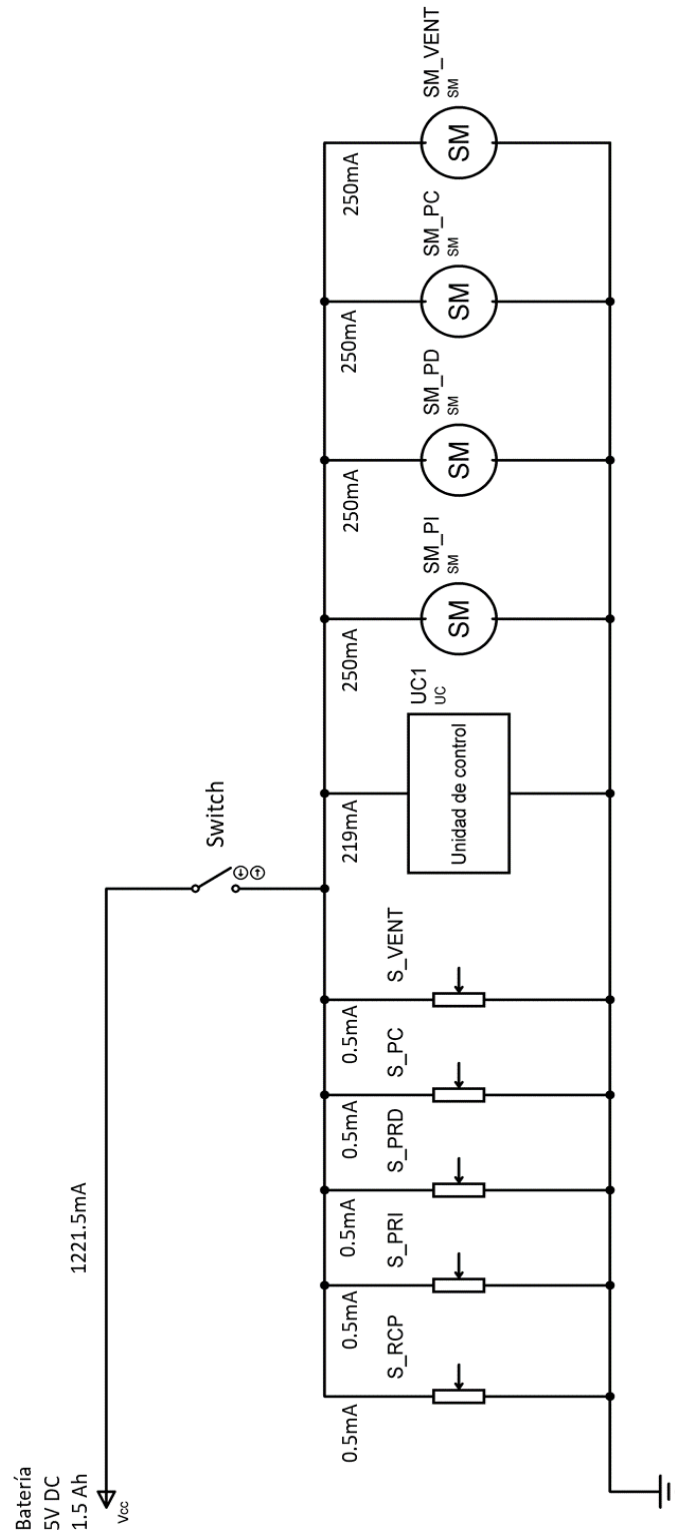
Vista posterior



Nota: medidas en milímetros

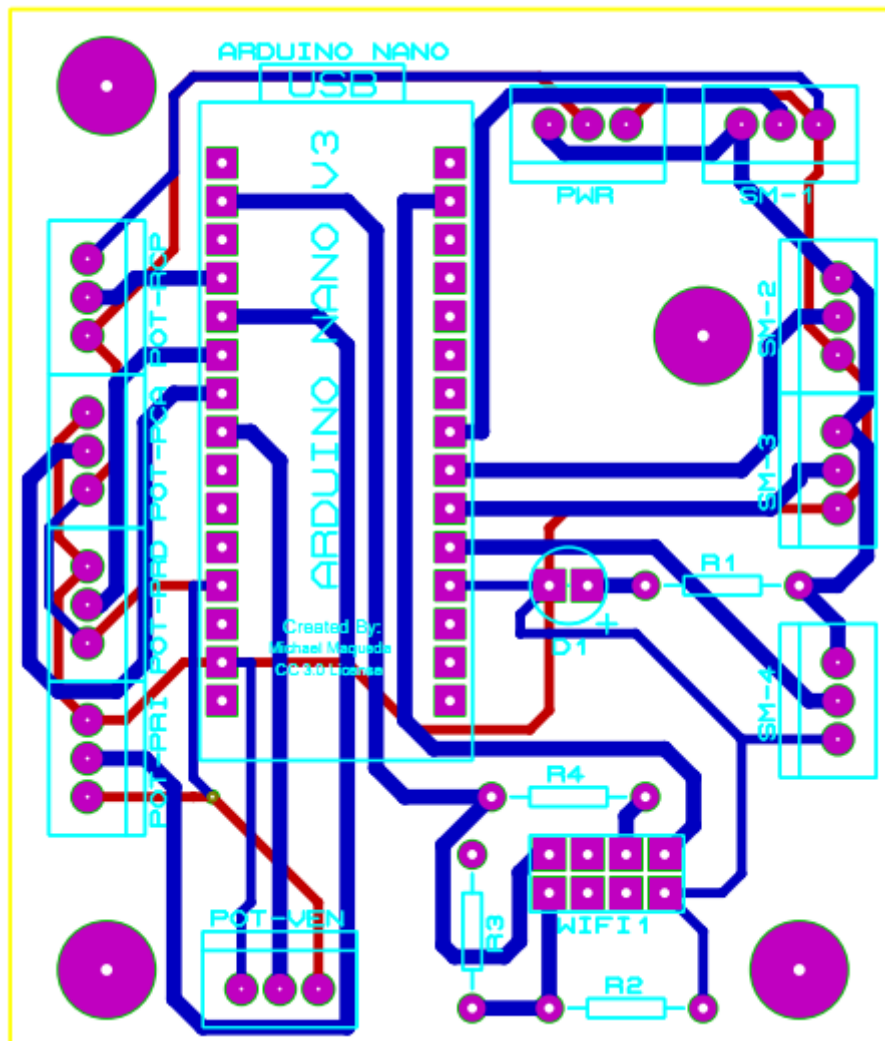
Fuente: Elaboración propia

Anexo 2. Planos del circuito eléctrico



Fuente: Elaboración propia

Anexo 3. Planos del circuito electrónico



Fuente: Elaboración propia

Anexo 4. Programa desarrollado en Arduino IDE

```
1.  /*
2.   Autor: Bach. Jose Antonio Morales Mere
3.
4.   */
5.  // Valor max = 470
6.  // Valor min = 210
7.  // Medio = 340
8.
9.  //=====[                                     INCLUDE
   ]=====
   =
10.   #include <TimerOne.h>
11.
12.
13.   //=====[                                     CONSTANTS
   ]=====
14.   // #define   DEBUG   1   // 0 = debugging disabled, 1 =
   enabled
15.   const int bSize = 12;
16.   int SM1 = 1;    // servo 1
17.   int SM2 = 2;    // servo 2
18.   int SM3 = 3;    // servo 3
19.   int SM4 = 4;    // servo 4
20.   int POT1 = 5;   // sensor 1
21.   int POT2 = 6;   // sensor 2
22.   int POT3 = 7;   // sensor 3
23.   int POT4 = 8;   // sensor 4
24.   int POT5 = 9;   // sensor 5
25.
26.
27.   //=====[                                     VARIABLES
   ]=====
28.   char Buffer[bSize]; // Serial buffer
29.   char Data[14];     // ditto for data size
30.   int ByteCount;
31.   volatile int top = LOW;
32.   volatile int sensorValue = 0; // value output to
   raspberry
33.   volatile int V1 = 96; // value output to raspberry
34.   volatile int V2 = 96; // value output to raspberry
35.   volatile int V3 = 96; // value output to raspberry
36.   volatile int V4 = 96; // value output to raspberry
37.   volatile int V5 = 96; // value output to raspberry
38.   volatile int V6 = 96; // value output to raspberry
39.   int val = 0; // variable to store the read value
40.   int RCPm = 0;
41.   int RCPC = 0;
42.   int RCPT = 0;
43.   int RCPf = 0;
44.   int FRP = 0;
45.   int PCA = 0;
46.   int LPM = 0;
47.   int BAL = 0;
48.   String SFRP;
49.   String SPCA;
50.   String SLPM;
```



```

51.     String SBAL;
52.     volatile int ctimer = 0;
53.     volatile int prestate = 0;
54.     volatile unsigned long Count = 0;
55.     volatile unsigned long temp = 0;
56.     volatile unsigned long Tlpm = 0; // value time for periods
    in fn Latidos
57.     long Plpm = 0;
58.     int LatS=0;
59.     boolean setS1= 0;
60.     boolean setS2= 0;
61.     volatile unsigned long Tlun = 0; // value time for periods
    in fn Lungs
62.     long Plungs = 0;
63.     int VentL = 0;
64.     boolean setD = 0;
65.     boolean setI = 0;
66.     int frecValue = 0;
67.     int Tlapse = 10000; // desborde int en microsegundos =
    10ms
68.     String Sdone;
69.     int done=0;
70.     // con factor condicional = 200 ms
71.
72.     //=====[                                     PINS
    ]=====
    ====
73.     int led = 13;
74.     int ledPin = 11; // PWM: 3,5,6,9,10 y 11 >> 5,6, 3,11
75.     int INI = 2;
76.     int IND = 3;
77.     int OUTI = 4;
78.     int OUTD = 5;
79.     int Spres = 6;
80.     int LPM1 = 7;
81.     int LPM2 = 8;
82.     int C1 = 9;
83.     int C2 = 10;
84.     int C3 = 11;
85.
86.     //=====[                                     SETUP
    ]=====
    ===
87.     void setup(void) {
88.         pinMode(ledPin, OUTPUT); // sets the pin as output
89.         pinMode(led, OUTPUT);
90.         pinMode(INI, OUTPUT);
91.         pinMode(IND, OUTPUT);
92.         pinMode(OUTI, OUTPUT);
93.         pinMode(OUTD, OUTPUT);
94.         pinMode(C1, OUTPUT);
95.         pinMode(Spres, OUTPUT);
96.         pinMode(C2, OUTPUT);
97.
98.         Serial.begin(9600);
99.         //if (DEBUG) {
100.            // Serial.println("Debugging Enabled");
101.            //}
102.            Timer1.initialize(Tlapse);
103.            Timer1.attachInterrupt(fSerial); // go to Function
    Serial to send/receive data

```

```

104.     // initialize serial communications at 9600 bps:
105.     }
106.
107.     //=====[                                     SUBROUTINES
]=====
108.
109.     void Pass(void){
110.         if (LatS==0){
111.             //==[ IN ]==
112.             digitalWrite(LPM1,HIGH);
113.             digitalWrite(LPM2,HIGH);
114.             LatS=1;
115.         } else {
116.             //==[ OUT ]==
117.             digitalWrite(LPM1,LOW);
118.             digitalWrite(LPM2,LOW);
119.             LatS=0;
120.         }
121.     }
122.
123.     void fSerial(void) {
124.         //==[ T-Latidos ]=====
125.         Tlpm = Tlpm + 1;
126.         if (LPM=0){
127.             setS1=0;
128.             setS2=0;
129.             digitalWrite(LPM1,LOW);
130.             digitalWrite(LPM2,LOW);
131.             digitalWrite(C2, LOW);
132.         }
133.         if (LPM>0){
134.             digitalWrite(C2, HIGH);
135.             Plpm = 60/LPM*1000; // a ms
136.             if (Tlpm*10 > Plpm){
137.                 Pass();
138.                 Tlpm=0;
139.             }
140.         }
141.     }
142.     //==[ T-Lungs ]=====
143.     Tlpm = Tlpm + 1;
144.     if (FRP=0){
145.         setI=0;
146.         setD=0;
147.         digitalWrite(INI,setI);
148.         digitalWrite(IND,setD);
149.         digitalWrite(OUTI,setI);
150.         digitalWrite(OUTD,setD);
151.         digitalWrite(C1, LOW);
152.     }
153.     if (FRP>0){
154.         digitalWrite(C1, HIGH);
155.         Plungs = 60/FRP*1000; // a ms
156.         if (Tlungs*10 > Plungs){
157.             Lungs();
158.             Tlun=0;
159.         } else {
160.             //==[ Overpressure Stop Lungs ]=====
161.             V1= analogRead(aDP1);
162.             if (VentL==0 and V1<36){
163.                 digitalWrite(INI,LOW);

```

```

164.         digitalWrite(IND,LOW);
165.         } else if (VentL==1 and V1>200){
166.         digitalWrite(OUTI,LOW);
167.         digitalWrite(OUTD,LOW);
168.         }
169.     }
170. }
171. //===[ T-Presurizacion ]=====
172. int P0=36;
173. int P1=200;
174. if (V2<P1){
175.     digitalWrite(Spres,HIGH);
176.     digitalWrite(C2,HIGH);
177. } else{
178.     digitalWrite(Spres,LOW);
179.     digitalWrite(C2,LOW);
180. }
181. //===[ T-RCP ]=====
182. temp = temp + 1; // count temp to check the timelapse
183. sensorValue = analogRead(aRCP);
184. if (prestate < sensorValue){
185.     if (436 - sensorValue < 5 and top == LOW){
186.         Count = Count + 1;
187.         RCPm = sensorValue;
188.         RCPc = Count;
189.         top = HIGH; // para evitar repeticiones hasta nuevo
ciclo
190.         if (Count - 2 < 1){
191.             frecValue = 60*2/(temp*Tlapse/1000000);
192.             if (temp*Tlapse/1000000 < 5){ // solo enviar data
si no excede el Tespera
193.                 RCPT = temp*Tlapse/1000000;
194.                 RCPf = frecValue;
195.             }
196.             Count = 0; // reset cuenta
197.             temp = 0; // reset temporizador
198.         }
199.     }
200. }
201. if (prestate > sensorValue and sensorValue < 310){
202.     top = LOW;
203. }
204. prestate = sensorValue;
205. }
206.
207. void PrintD(void) {
208.     Serial.print(";Max=");
209.     Serial.print(RCPm);
210.
211.     Serial.print(";Count=");
212.     Serial.print(RCPc);
213.
214.     Serial.print(";Time=");
215.     Serial.print(RCPT);
216.
217.     Serial.print(";Frec=");
218.     Serial.print(RCPf);
219.
220.     Serial.print("//");
221.
222.     val= analogRead(aPOT);

```

```

223.     Serial.print(";POT=");
224.     Serial.print(val);
225.
226.     V1= analogRead(aDP1);
227.     Serial.print(";DP1=");
228.     Serial.print(V1);
229.
230.     V2= analogRead(aDP2);
231.     Serial.print(";DP2=");
232.     Serial.print(V2);
233.
234.     V3= analogRead(aDP3);
235.     Serial.print(";DP3=");
236.     Serial.print(V3);
237.
238.     V4= analogRead(aDP4);
239.     Serial.print(";DP4=");
240.     Serial.print(V4);
241.
242.     V5= analogRead(aDP5);
243.     Serial.print(";DP5=");
244.     Serial.print(V5);
245.
246.     V6= analogRead(aDP6);
247.     Serial.print(";DP6=");
248.     Serial.print(V6);
249. }
250.
251. void SerialParser(void) {
252.
253.     ByteCount = -1;
254.     ByteCount = Serial.readBytesUntil('\n',Buffer,bSize);
255.     if (ByteCount > 0) {
256.         strcpy(Data, strtok(Buffer,","));
257.     }
258.     if (String(Data[0])=="<"){
259.         SFRP = String(Data[1])+String(Data[2])+String(Data[3
260.     ]]);
261.         SPCA = String(Data[4])+String(Data[5])+String(Data[6
262.     ]]);
263.         SLPM = String(Data[7])+String(Data[8])+String(Data[9
264.     ]]);
265.         SBAL = String(Data[10]);
266.         FRP = SFRP.toInt();
267.         PCA = SPCA.toInt();
268.         LPM = SLPM.toInt();
269.         BAL = SBAL.toInt();
270.         memset(Buffer, 0, sizeof(Buffer)); // Clear contents
271.         of Buffer
272.     }
273.     Serial.flush();
274. }
275.
276. void Lungs(void) {
277.     if (BAL==0){
278.         setI=1;
279.         setD=1;
280.     } else if (BAL==1){
281.         setI=1;
282.         setD=0;
283.     } else if (BAL==2){

```

```

280.         setI=0;
281.         setD=1;
282.     }
283.     if (VentL==0){
284.         //==[ IN ]==
285.         digitalWrite(INI,setI);
286.         digitalWrite(IND,setD);
287.         digitalWrite(OUTI,LOW);
288.         digitalWrite(OUTD,LOW);
289.         VentL=1;
290.     } else {
291.         //==[ OUT ]==
292.         digitalWrite(INI,LOW);
293.         digitalWrite(IND,LOW);
294.         digitalWrite(OUTI,setI);
295.         digitalWrite(OUTD,setD);
296.         VentL=0;
297.     }
298. }
299.
300. //=====[LOOP
    ]=====
    =====
301. void loop(void) {
302.     while(true){
303.         //===[ TEST ]=====
304.         noInterrupts();
305.         val = analogRead(aPOT);    // read the input pin
306.         analogWrite(ledPin, val / 4); // analogRead values go
    from 0 to 1023, analogWrite values from 0 to 255
307.         interrupts();
308.
309.         //===[ SERIAL REFRESH ]=====
310.         SerialParser();
311.         if (ByteCount > 0) {
312.             // ++++ Print results ++++
313.             PrintD();
314.             Serial.print(";FRP:");
315.             Serial.print(FRP);
316.             Serial.print(";PCA:");
317.             Serial.print(PCA);
318.             Serial.print(";LPM:");
319.             Serial.print(LPM);
320.             Serial.print(";BAL:");
321.             Serial.println(BAL);
322.             delay(20);
323.         }
324.
325.         //===[ FUNCTIONS]=====
326.
327.     }
328. }
329. //=====
    =====

```

Anexo 5. Evaluaciones previas escritas

Marca temporal	10/11/2018 13:46:31	RESULTADOS
Evaluación	Previa	
Participante	Participante A	
Grado	Capitán	
¿Cuál es el abordaje estándar para un paciente de trauma?	Impresión general, conciencia, vía aérea, respiración circulación	CORRECTO
¿Cuáles son los signos de neumotórax a tensión?	Dificultad para respirar	CORRECTO
¿Cuál es el tratamiento para el neumotórax a tensión?	Yugular distendida, murmullo vesicular, percusión tórax	CORRECTO
¿Cuándo se debe considerar una transfusión de sangre en un paciente de trauma?	(vacío)	INCORRECTO
RESULTADOS DEL PARTICIPANTE A		75%
Marca temporal	10/11/2018 13:57:26	RESULTADOS
Evaluación	Previa	
Participante	Participante B	
Grado	Seccionario	
¿Cuál es el abordaje estándar para un paciente de trauma?	Evaluar estado de conciencia, signos vitales y buscar posibles lesiones por el accidente	CORRECTO
¿Cuáles son los signos de neumotórax a tensión?	Dolor en el pecho	CORRECTO
¿Cuál es el tratamiento para el neumotórax a tensión?	(vacío)	INCORRECTO
¿Cuándo se debe considerar una transfusión de sangre en un paciente de trauma?	(vacío)	INCORRECTO
RESULTADOS DEL PARTICIPANTE B		50%
Marca temporal	10/11/2018 13:07:32	RESULTADOS
Evaluación	Previa	
Participante	Participante C	
Grado	Teniente	
¿Cuál es el abordaje estándar para un paciente de trauma?	Primero miro la cinemática depende de eso veo cual es el mejor lado para abordarlo, también me fijo si está consciente o inconsciente hay un cono de visión aceptable caso contrario me acerco a la víctima teniendo en cuenta hacia donde quiero moverlo y buscando mi mejor posición para atender al paciente	CORRECTO
¿Cuáles son los signos de neumotórax a tensión?	(vacío)	CORRECTO

¿Cuál es el tratamiento para el neumotórax a tensión?	El tratamiento es amplio pero lo que nosotros podemos hacer es dar oxígeno con el full y con el <i>ambu</i> y trasladar lo más rápido posible	CORRECTO
¿Cuándo se debe considerar una transfusión de sangre en un paciente de trauma?	Cuando ha perdido más de un litro de sangre	INCORRECTO
RESULTADOS DEL PARTICIPANTE C		75%

Anexo 6. Evaluaciones posteriores escritas

Marca temporal	10/11/2018 13:46	RESULTADOS
Evaluación	Previa	
Participante	Participante A	
Grado	Capitán	
¿Cuál es el abordaje estándar para un paciente de trauma?	Al arribar a la escena se debe evaluar seguridad en la escena, bioseguridad, verificar si se tienen los recursos completos, número de víctimas y evaluar el mecanismo de lesión. Se debe también obtener una impresión general de la víctima (sexo, edad, lesiones o sangrados evidentes). Al acercarse al paciente, el paramédico debe identificarse y acercarse por el cono de visión del paciente, una vez sujeta la cabeza se debe mandar a un miembro del equipo a controlar las hemorragias que se observaron en la impresión general. El líder deberá evaluar el nivel de conciencia de la víctima (AVDI). Luego procederá a hacer la evaluación ABC (vía aérea, ventilación y circulación). Una vez terminada la evaluación inicial, dependiendo del mecanismo de lesión y otros factores, se procederá a realizar un examen rápido de trauma o un examen focalizado en el área de la lesión.	CORRECTO
¿Cuáles son los signos de neumotórax a tensión?	Dificultad respiratoria, respiración rápida y superficial, distensión de las venas del cuello, puede haber desviación de la tráquea, timpanismo al hacer percusión en el lado del tórax	CORRECTO
¿Cuál es el tratamiento para el neumotórax a tensión?	Descomprimir con una aguja	CORRECTO
¿Cuándo se debe considerar una transfusión de sangre en un paciente de trauma?	No se deben realizar transfusiones de sangre en la intervención prehospitalaria, sin embargo, de haber perdido más de 1 litro de sangre se debe solicitar en el hospital	CORRECTO
RESULTADOS DEL PARTICIPANTE A		100%
Marca temporal	10/11/2018 13:57	RESULTADOS
Evaluación	Previa	
Participante	Participante B	
Grado	Seccionario	
¿Cuál es el abordaje estándar para un paciente de trauma?	A, B, C, D, E	CORRECTO
¿Cuáles son los signos de neumotórax a tensión?	Tórax en tonel, respiración superficial, pulso filiforme	CORRECTO
¿Cuál es el tratamiento para el	Drenaje torácico	CORRECTO

neumotórax a tensión?		
¿Cuándo se debe considerar una transfusión de sangre en un paciente de trauma?	Por hemorragia y pérdida de sangre mayor o igual a 1 litro	CORRECTO
RESULTADOS DEL PARTICIPANTE B		100%
Marca temporal	10/11/2018 13:07	RESULTADOS
Evaluación	Previa	
Participante	Participante C	
Grado	Teniente	
¿Cuál es el abordaje estándar para un paciente de trauma?	Protocolo de atención ABCDE	CORRECTO
¿Cuáles son los signos de neumotórax a tensión?	Colapso pulmonar no ruidos ni ampliación en un hemitórax asociado a falta de aire de forma súbita	CORRECTO
¿Cuál es el tratamiento para el neumotórax a tensión?	Descompresión aguja en 2 espacio intercostal línea media clavicular	CORRECTO
¿Cuándo se debe considerar una transfusión de sangre en un paciente de trauma?	Hemoglobina menos de 7, fc alta y pa baja, pérdida de 1.5 a 2 L de sangre dependiendo peso del paciente	CORRECTO
RESULTADOS DEL PARTICIPANTE C		100%