



**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y
MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERA/O EN MECATRÓNICA**

**TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR ROBÓTICO
NEONATAL DE FIDELIDAD INTERMEDIA CON ESTRUCTURA
MODULAR Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y
PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN
DE PROFESIONALES DE LA SALUD.**

**AUTORES: PORRAS TORRES, PAMELA ELIZABETH
VELA MOSQUERA, JUAN CARLOS**

DIRECTOR: ING. REA MINANGO, SYLVIA NATHALY

LATACUNGA

2018



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certificó que el trabajo de titulación, "***DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR ROBÓTICO NEONATAL DE FIDELIDAD INTERMEDIA CON ESTRUCTURA MODULAR Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN DE PROFESIONALES DE LA SALUD***" fue realizado por la señorita ***Porras Torres, Pamela Elizabeth*** y el señor ***Vela Mosquera, Juan Carlos*** el mismo que ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido, por lo que cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditar y autorizar para que lo sustenten públicamente.

Latacunga, 30 de agosto del 2018

Ing. Nathaly Rea

C. C.: 1721261921



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, *Porras Torres, Pamela Elizabeth* y *Vela Mosquera, Juan Carlos*, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación: “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR ROBÓTICO NEONATAL DE FIDELIDAD INTERMEDIA CON ESTRUCTURA MODULAR Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN DE PROFESIONALES DE LA SALUD**” es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Consecuentemente el contenido de la investigación mencionada es veraz.

Latacunga, 30 de agosto del 2018

Pamela Elizabeth Porras Torres

C.C.: 0504000480

Juan Carlos Vela Mosquera

C.C.: 0804003838



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, *Porras Torres, Pamela Elizabeth* y *Vela Mosquera, Juan Carlos* autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: ***DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR ROBÓTICO NEONATAL DE FIDELIDAD INTERMEDIA CON ESTRUCTURA MODULAR Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN DE PROFESIONALES DE LA SALUD*** en el Repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 30 de agosto del 2018

Pamela Elizabeth Porras Torres

C.C.: 0504000480

Juan Carlos Vela Mosquera

C.C.: 0804003838

DEDICATORIA

*Dedico este trabajo a mis padres
Carmen Torres y Alfredo Porras;
a mis hermanos Liseth y David
por su infinito lazo de amor y
apoyo incondicional,
gracias por caminar juntos de mi mano
y estar presentes en todo momento con amor...*

Pamela Elizabeth Porras Torres

Al gran Arquitecto Del Universo por brindarme la luz necesaria para alcanzar este momento, con fortaleza, confianza, salud y paz interior.

Mis padres, Judith Mosquera y Ramon Vela, a quienes debo lo que soy y lo que puedo llegar a ser, por el apoyo incondicional en todos los aspectos y en

todo momento de mi vida, Eternamente agradecido.

A mis hermanos, por todo el apoyo incondicional los consejos y los momentos vividos, por entender que a pesar de la distancia siempre los tengo presente.

Juan Carlos Vela Mosquera

AGRADECIMIENTO

Infinitas gracias al Padre Celestial por el don de vida y bendiciones que derrama sobre mí cada día.

A mis padres por ser ejemplo de amor, perseverancia y lucha, y por su apoyo incondicional.

A mis hermanos por su cariño y palabras de motivación.

A mi tutora la Ingeniera Nathaly Rea por su guía en el desarrollo del proyecto de titulación y a mis maestros a lo largo de mi carrera por compartir sus conocimientos.

Y a una persona especial, amigo, confidente, que siempre ha estado apoyándome y animándome gracias David Mora.

Pamela Elizabeth Porras Torres

Con cariño y humildad brindo mi agradecimiento a mis padres, por su sacrificio y sobre todo por enseñarnos valores y conocimientos que nos ayudaron en nuestro camino.

A cada uno de los profesionales, docentes, médicos quienes han sido participe activos compartiendo su conocimiento para la realización de este proyecto.

A los amigos que encontramos en el transcurso del camino, por su voz de aliento, sus ánimos en momentos difíciles, así como las sustancias psicotrópicas que llegaron en momentos oportunos para expandir el pensamiento.

A mis compañeros, en quienes encuentro como amigos eternos, por la oportunidad de vivir esta aventura en común, con todos los sacrificios que involucra.

A la Universidad de las fuerzas Armadas ESPE Extensión Latacunga, que con sus instalaciones, profesores, compañeros y amigos han sido participes de nuestro desarrollo personal y profesional.

Juan Carlos Vela Mosquera

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	ii
AUTORIZACIÓN.....	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	6
ÍNDICE DE CONTENIDOS	8
ÍNDICE DE TABLAS.....	13
ÍNDICE DE FÍGURAS	14
RESUMEN	18
ABSTRACT	19

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES Y FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.

1.1 Antecedentes.....	20
1.1.1 Planteamiento del problema.	22
1.1.2 Descripción resumida del proyecto.	24
1.1.3 Justificación e importancia.	26
1.1.4 Objetivos.....	26
1.1.5 Hipótesis.....	28
1.2 Marco teórico.....	28
1.2.1 Simulación médica.....	28
1.2.2 Tipos y niveles de simulación.	30
1.2.3 Desarrollo de la simulación médica.....	31
1.2.4 Simuladores médicos neonatales.	34

1.2.5	Características físicas de un neonato.	35
1.3	Funciones del simulador neonatal.....	37
1.3.1	Cianosis.....	37
1.3.2	Intubación endotraqueal.	38
1.3.3	Pulsos palpables y respiración.....	39
1.3.4	Emisión de sonidos.....	41
1.3.5	Puntos de auscultación.....	41
1.3.6	Reanimación cardiopulmonar (RCP).....	42
1.3.7	Partes internas del simulador neonatal.	45
1.4	Materiales para la piel artificial.....	47
1.4.1	Piel sintética.....	48
1.4.2	Piel artificial funcional a partir de células madre.....	48
1.4.3	Piel artificial capaz de cicatrizar las heridas.	49
1.4.4	Piel artificial.	49
1.5	Dispositivos electrónicos.....	49
1.5.1	Arduino nano V3 ATmega328.....	49
1.5.2	Raspberry Pi3 Modelo B.	50
1.5.3	Servomotor.	51
1.5.4	Convertidor de voltaje DC-DC.....	52
1.5.5	Sensor de fuerza resistivo.....	52
1.5.6	Motor vibrador de disco.	53
1.5.7	Electroválvula neumática.	54
1.5.8	Compresor de aire.	54
1.6	Lenguaje de programación Python.	55

CAPÍTULO II

DISEÑO DEL SIMULADOR ROBÓTICO NEONATAL

2.1	Método de filtrado de conceptos.	57
2.2	Selección de componentes.	58
2.2.1	Tarjetas de adquisición de datos y control.	58
2.2.2	Sistema Operativo.	59
2.2.3	Estructura física del simulador.	61
2.3	Modelado CAD del maniquí base del simulador neonatal.	64
2.4	Modelado de partes internas del simulador neonatal.	66
2.5	Diseño de las funciones del simulador neonatal.	70
2.5.1	Pulsos palpables.....	70
2.5.2	Cianosis.....	70
2.5.3	Puntos de auscultación y respiración.....	71
2.5.4	Movimiento de extremidades superiores.....	71
2.5.5	Reanimación cardiopulmonar (RCP).....	72
2.5.6	Intubación endotraqueal.	72
2.5.7	Escenario clínico Paro Cardíaco.....	73
2.6	Diseño del circuito electrónico.	74
2.6.1	Circuito de envío de datos.	75
2.6.2	Circuito de recepción de datos.....	76
2.6.3	Diseño del PCB.	77
2.7	Diseño estructural del ensamble.....	79
2.8	Diseño de la interfaz gráfica.....	81

2.8.1	Diseño de envío y recepción de datos.	83
2.8.2	Python & Thread.....	87
2.8.3	Electrocardiograma (ECG).....	87

CAPÍTULO III

CONSTRUCCIÓN DEL SIMULADOR ROBÓTICO NEONATAL.

3.1	Rediseño del maniquí del simulador neonatal.....	92
3.2	Elaboración de las partes internas.	93
3.2.1	Partes internas y moldes por impresión 3D.....	93
3.2.2	Método de vaciado con silicona fría.	94
3.3	Elaboración de la mezcla para el recubrimiento de piel.	95
3.4	Construcción del PCB.....	98
3.5	Ensamble de los componentes en el simulador.	98
3.5.1	Subensamble estructura servomotores.....	98
3.5.2	Subensamble estructura tarjetas electrónicas.....	99
3.5.3	Subensamble estructura RCP-pulmones.	99
3.5.4	Subensamble partes internas.	100
3.5.5	Subensamble de la electroválvula y parlante.	100
3.5.6	Subensamble motores vibradores.....	101
3.5.7	Subensamble de cianosis.	101
3.6	Implementación de la piel artificial en el simulador neonatal.	102
3.7	Programación de los sistemas de control del simulador robótico.	103
3.7.1	Arduino IDE.	103
3.7.2	Diseño en Qt Designer de la Interfaz.	107

3.7.3	Desarrollo del Software del Simulador Neonato.....	111
3.7.4	Diseño de la gráfica ECG en Python.....	115

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS.

4.1	Evaluación del simulador neonatal por profesionales de la Salud.	122
4.1.1	Pulsos palpables.....	122
4.1.2	Respiración y elevación torácica.....	123
4.1.3	Cianosis.....	124
4.1.4	Movimiento extremidades superiores.....	124
4.1.5	Reanimación cardiopulmonar.	125
4.1.6	Intubación endotraqueal.	125
4.1.7	Prueba escenario paro cardíaco.	126
4.2	Análisis de resultados de las encuestas realizadas.	127
4.3	Análisis de resultados de las pruebas realizadas.....	138
4.4	Análisis económico del proyecto.....	139
4.5	Validación de la hipótesis.	140

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

5.1	Conclusiones.....	146
5.2	Recomendaciones.....	148

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Simuladores médicos	34
Tabla 2 <i>Características físicas del neonato</i>	36
Tabla 3 Parámetros físicos del neonato	37
Tabla 4 Focos de auscultación.....	42
Tabla 5 Cuadro comparativo para la tarjeta de control	59
Tabla 6 Selección de la Tarjeta de Control	59
Tabla 7 Selección del Sistema Operativo	61
Tabla 8 Selección de materiales para la estructura física del simulador	63
Tabla 9 <i>Medidas aproximadas del maniquí base del simulador neonatal</i>	64
Tabla 10 Pruebas con látex para la piel del simulador	96
Tabla 11 Análisis económico.....	140
Tabla 12 Resultados de frecuencia observada	142
Tabla 13 Resultados frecuencia esperada.....	142
Tabla 14 Resultados Chi-cuadrado	143

ÍNDICE DE FÍGURAS

Figura 1. Simulación médica	29
Figura 2. SimBaby Laerdal.....	29
<i>Figura 3.</i> Tipos de simulación	30
Figura 4. Niveles de simulación	31
Figura 5. Centros de simulación en el mundo.....	32
Figura 6. Centros de simulación médica en Ecuador	33
Figura 7. Terminología médica	34
Figura 8. Clasificación del recién nacido por la edad gestacional	36
Figura 9. Cianosis en neonato.....	38
Figura 10. Intubación endotraqueal	39
<i>Figura 11.</i> Ondas del Electrocardiograma	40
Figura 12. Puntos de auscultación.....	42
<i>Figura 13.</i> Algoritmo reanimación neonatal	43
Figura 14. Técnica dos pulgares para RCP	44
Figura 15. Técnica dos dedos para RCP.....	44
Figura 16. Sistema respiratorio de un neonato	47
Figura 17. Piel artificial	48
Figura 18. Arduino Nano V3.....	50
Figura 19. Raspberry Pi3	51
Figura 20. Servomotor	52
Figura 21. Convertidor de voltaje DC-DC.....	52
Figura 22. Sensor de fuerza.....	53
Figura 23. Motor vibrador	53
Figura 24. Electroválvula neumática	54
Figura 25. Compresor de aire	54
Figura 26. Necesidades del simulador.....	58
Figura 27. Maniquí base del simulador neonatal	64
Figura 28. Modelado en Makehuman	65

Figura 29. a) Maniquí en un software CAD, b) Cortes del diseño	66
Figura 30. Diseño CAD de la lengua	66
Figura 31. Diseño CAD de los moldes de la lengua	67
Figura 32. CAD del Cartílago cricoides	67
Figura 33. Cartílago tiroides	67
Figura 34. CAD de la Tráquea	68
Figura 35. CAD de los bronquios	68
Figura 36. Moldes de la tráquea	68
Figura 37. Moldes de la caja torácica	69
Figura 38. Acople extremidades superiores	69
Figura 39. Moldes del efector final para RCP	69
Figura 40. Función pulsos en el CAD	70
Figura 41. Función cianosis en el CAD	71
Figura 42. Función puntos de auscultación en el CAD	71
Figura 43. Función movimiento de extremidades superiores en el CAD	72
Figura 44. Función RCP en el CAD	72
Figura 45. Función intubación endotraqueal en el CAD	73
<i>Figura 46.</i> Ensamble partes internas y caja torácica en el CAD	73
Figura 47. Circuito esquemático de envío de datos	75
Figura 48. Circuito esquemático de recepción de datos	77
Figura 49. PCB de envío de datos	78
Figura 50. PCB de recepción de datos	78
Figura 51. Ensamble total del simulador neonatal	79
Figura 52. Estructura servomotores	80
Figura 53. Estructura tarjetas electrónicas	80
Figura 54. Estructura RCP	81
Figura 55. DFD Funcionamiento General	82
Figura 56. Esquema de comunicación del simulador	83
Figura 57. Diagrama de flujo de la interfaz	84
Figura 58. Diagrama de flujo de recepción de datos	85

Figura 59. DFD del envío de Datos	86
Figura 60. Diagrama de flujo ECG	88
Figura 61. Ondas QRS, Q y S.....	89
Figura 62. Ondas P, T y U	90
<i>Figura 63. Cortes en el torso</i>	<i>92</i>
Figura 64. Corte en la cabeza	93
Figura 65. Corte en el pecho.....	93
Figura 66. a) Cartílago cricoides, b) Cartílago tiroides	94
Figura 67. a) Moldes de la lengua, b) Moldes de la tráquea	94
Figura 68. Moldes de la caja torácica.....	94
Figura 69. a) Lengua, b) Tráquea y c) Caja torácica en material flexible.....	95
Figura 70. Piel artificial-velcro	97
Figura 71. Construcción del PCB	98
<i>Figura 72. Subensamble servomotores-brazos</i>	<i>99</i>
<i>Figura 73. Subensamble estructura parte electrónica.....</i>	<i>99</i>
Figura 74. Subensamble estructura RCP-pulmones.....	100
Figura 75. Subensamble partes internas	100
Figura 76. Subensamble electroválvula y parlante	101
Figura 77. Subensamble motores vibradores	101
Figura 78. <i>Subensamble de cianosis</i>	<i>102</i>
Figura 79. Ensamble total vista interna	102
Figura 80. Recubrimiento de piel artificial	103
Figura 81. Diseño gráfico de recepción de datos	108
Figura 82. Diseño gráfico del envío de datos	109
Figura 83. Cuadro de dialogo presentación	110
Figura 84. Escenarios	110
Figura 85. Desarrollo del ECG en Qt Designer	116
Figura 86. Configuración de la herramienta GraphicsView	117
Figura 87. Grafica ECG en Python	121
Figura 88. Prueba pulsos palpables médicos	123

Figura 89. Prueba pulsos palpables estudiante	123
Figura 90. Prueba Respiración y elevación torácica.....	124
Figura 91. Prueba estado cianosis.....	124
Figura 92. Prueba del movimiento de las extremidades superiores.....	125
Figura 93. Pruebas función RCP	125
Figura 94. Pruebas entubación endotraqueal	126
Figura 95. Pruebas del escenario paro cardíaco.....	126
Figura 96. Simulador en estado normal.....	127
Figura 97. Representación gráfica de los resultados Pregunta 1	127
Figura 98. Representación gráfica de los resultados Pregunta 2	128
Figura 99. Representación gráfica de los resultados de la Pregunta 3	129
Figura 100. Representación gráfica de los resultados Pregunta 4	129
Figura 101. Representación gráfica de los resultados Pregunta 5	130
Figura 102. Representación gráfica de los resultados Pregunta 6	131
Figura 103. Representación gráfica de los resultados Pregunta 7	131
Figura 104. Representación gráfica de los resultados Pregunta 8	132
Figura 105. Representación gráfica de los resultados Pregunta 9	133
Figura 106. Representación gráfica de los resultados Pregunta 10.....	134
Figura 107. Interpretación gráfica de los resultados Pregunta 11	134
Figura 108. Representación gráfica de los resultados Pregunta 12	135
Figura 109. Representación gráfica de los resultados Pregunta 13	136
Figura 110. Representación gráfica de los resultados Pregunta 14.....	136
Figura 111. Representación gráfica de los resultados Pregunta 15	137
Figura 112. Representación gráfica de los resultados Pregunta 16	138
Figura 113. Valor en tabla Chi-cuadrado	144

RESUMEN

El presente proyecto consiste en el diseño y construcción de un simulador robótico neonatal de fidelidad intermedia con estructura modular y equipado con un software de monitoreo y programación de escenarios clínicos. Para lo cual, se inicia con el estado del arte acerca de los simuladores médicos neonatales, seguido de una investigación bibliográfica de las características física, fisiológicas y clínicas de un neonato real, posteriormente la selección de los componentes existentes en el mercado acorde a las necesidades del simulador mediante cuadros comparativos. El simulador neonatal es un sistema mecatrónico que permite la sinergia de sistemas mecánicos, electrónicos controlados mediante un software elaborado en un lenguaje de alto nivel con una amplia variedad de herramientas las cuales facilitan el desarrollo del proyecto. La parte mecánica consiste en una estructura base “maniquí” con aspecto de un neonato, dicha estructura es rediseñada, fragmentada para lograr un ensamble compacto dependiendo de los componentes internos inmersos en el simulador. La programación es un conjunto de subprocesos de recepción, envío, procesamiento de datos e interfaz que permiten tener una interacción entre usuario y simulador en tiempo real para realizar acciones previamente establecidas. Mediante la comprobación de la hipótesis con el método del Chi Cuadrado y como resultado de las pruebas realizadas se garantiza que el simulador si ayudará a mejorar las habilidades y destrezas de los profesionales de la salud sin arriesgar la integridad humana.

PALABRAS CLAVE:

- **SIMULADOR NEONATAL**
- **SISTEMA ROBÓTICO**
- **SOFTWARE**
- **SALUD NEONATAL**

ABSTRACT

The present project consists of the design and construction of a neonatal robotic simulator of intermediate fidelity with a modular structure and equipped with software for monitoring and programming clinical scenarios. To this end, it begins with the state of the art about neonatal medical simulators, followed by a bibliographic investigation of the physical, physiological and clinical characteristics of a real newborn, then the selection of the existing components on the market according to the needs of the simulator through comparative tables. The neonatal simulator is a mechatronic system that allows the synergy of mechanical and electronic systems controlled by a software developed in a high level language with a wide variety of tools that facilitate the development of the project. The mechanical part consists of a base structure "mannequin" with the appearance of a newborn baby, this structure is redesigned, fragmented to achieve a compact assembly depending on the internal components immersed in the simulator. Programming is a set of reception, sending, data processing and interface sub-processes that allow real-time interaction between user and simulator to perform previously established actions. By testing the hypothesis with the Chi-Square method and as a result of the tests performed, it is guaranteed that the simulator will help improve the skills and abilities of health professionals without compromising human integrity.

KEYWORDS:

- **NEONATAL SIMULATOR**
- **ROBOTIC SYSTEM**
- **SOFTWARE**
- **NEONATAL HEALTH**

CAPÍTULO I

ASPECTOS GENERALES Y FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA.

En el presente capítulo se detallan las características fundamentales relacionadas con: antecedentes, planteamiento descripción y justificación del problema, objetivos y la hipótesis planteada a validar con la ejecución de este proyecto. Se describen algunos conceptos sobre la simulación médica, tipos y niveles de simulación; además de una breve revisión de los simuladores médicos existentes en el mercado y las funciones que cumplen. Mediante una revisión bibliográfica se detallan algunos centros de simulación médica a nivel nacional con sus respectivos equipos destinados a diferentes áreas de la medicina, como por ejemplo: neonatología, pediatría, odontología, obstetricia, cardiología, entre otras.

1.1 Antecedentes

La Universidad Nacional de Colombia (2014) calcula que cada año en todo el mundo se producen alrededor de 100 millones de nacimientos, un 10% de estos requieren asistencia médica al iniciar su respiración y el 1% necesita esfuerzos intensivos de resucitación como intubación endotraqueal. Según el Banco Mundial (2017) en el Ecuador, la tasa de mortalidad neonatal en el 2016 fue de 11,2 por cada 1000 nacidos vivos convirtiéndose en una prioridad para el Ministerio de Salud Pública, optando por el entrenamiento de los médicos con estos simuladores; uno de los pioneros en el país es el Hospital Roberto Gilbert (Redacción Sociedad, 2014). El entrenamiento de enfermeras

y médicos antes de atender a pacientes reales se ha convertido en un factor decisivo al momento de salvar vidas y garantizar un pronóstico adecuado.

A nivel latinoamericano, Colombia ha desarrollado trabajos en el área de simulación médica. Según la Universidad Nacional de Colombia (2014) el Grupo de Investigación en Comunicaciones y Altas Frecuencias (CMUN) de la Facultad de Ingeniería, en colaboración con expertos en neonatología, epidemiología y perinatología de la Facultad de Medicina, han diseñado un maniquí para emular escenarios de situaciones complejas y reales que se generan de manera cotidiana en clínicas, hospitales, etc. En el CMUN a partir del año 2009 se han implementado tres simuladores neonatales; en el primer trabajo se implementó el sistema cardiovascular que emula la aplicación de medicamentos, fiebre y rubicundez; en 2011 se diseña el sistema respiratorio que emula escenarios clínicos de apnea, bradipnea y el masaje inductor respiratorio; y, el tercero implementa el sistema hemodinámico que simula hipovolemia y la aplicación de medicamentos para contrarrestar los efectos de estas patologías (Universidad Nacional de Colombia, 2014).

En Ecuador, en el 2016 la Universidad Central inauguró la Clínica de Simulación Médica y Robótica más grande y completa del país; este centro es una innovación tecnológica para la formación médica, cuenta con simuladores de baja, media y alta fidelidad; garantizando así una preparación idónea de los profesionales brindando al paciente seguridad (Redacción Médica, 2016).

En lo referente a los simuladores médicos, existen dos fabricantes principales de simuladores robóticos neonatales tipo maniquí en el mercado internacional. Por un lado está Sim Baby de la empresa Laerdal, un maniquí a gran escala que representa de forma

realista a un paciente infantil; y, Newborn Hal de la empresa Gaumard, un simulador de un recién nacido que permite programar escenarios clínicos y proporcionar información en tiempo real (OHSU, 2012). Ambos son de alta fidelidad lo que implica elevados costos de adquisición, mantenimiento y reparación; esto se debe a que cada fabricante cuenta con su propio equipo de desarrolladores en varios campos como: software, tarjetas de adquisición y/o control, placas impresas, piel artificial, estructura física, entre otros; por tal motivo son pocas las universidades en el país que cuentan con centros de simulación y otras que han adquirido un número reducido de simuladores.

1.1.1 Planteamiento del problema.

Desde el origen del hombre se han realizado varios estudios en cadáveres para conocer las diversas causas de enfermedades y muertes con el fin de generar medicamentos para combatirlas, de esta manera se han observado grandes desarrollos en la medicina.

Las culturas prehispánicas defendieron sus creencias pese a la autoridad española para que sus costumbres y tradiciones se mantengan vivas de generación en generación; en varias ocasiones se ha escuchado de padres, abuelos, tíos, de personas mayores en general consejos con plantas medicinales para aliviar nuestros malestares y por lo general han funcionado.

A lo largo de los siglos se han observado innumerables éxitos en la medicina, no solo para proteger la salud sino también para curar enfermedades. Junto con el avance tecnológico se han desarrollado nuevas técnicas para tratamientos médicos como se detallan a continuación:

- Cirugía a distancia, que consiste en insertar nanorobots en una zona específica para ser operado por el cirujano desde cualquier parte donde se encuentre incluso desde otro país (Pino, 2015).
- Ojo electrónico es un implante con microchip unido al globo ocular humano cuya microcámara transmite imágenes permitiendo al paciente ver parcialmente (El Comercio, 2017).
- Prótesis impresas en 3D como brazos, piernas e incluso órganos cuyo objetivo principal es el de ayudar a personas que lo necesitan mejorando su calidad de vida.

La simulación médica es considerada una técnica que permite al estudiante practicar continuamente en entornos virtuales y/o físicos sustituyendo experiencias reales con la finalidad de desarrollar nuevas destrezas, familiarización con los equipos e instrumentos, toma de decisiones, equivocarse, aprender de sus errores y corregirlos para de esta manera evitarlos en casos reales; con el paso del tiempo la simulación médica se ha convertido en una herramienta primordial de aprendizaje y aunque la industria de la simulación tiene varias décadas de implementación en nuestro país recién empieza. (Ruiz, 2012; Ávila, Mahana, & MC Coll, 2016)

Los altos costos de adquisición de los simuladores y equipos necesarios para los mismos, debido a que son importados y al llegar al país duplican su precio; la falta de empresas que se dediquen a la fabricación y soporte técnico (incluyendo repuestos) de estos simuladores; los pocos recursos tecnológicos que posee el país, entre otros, son las grandes limitantes para la implementación de estas salas de simulación.

1.1.2 Descripción resumida del proyecto.

El presente proyecto trató del diseño y construcción de un simulador neonatal de fidelidad intermedia, sustentado por una investigación sobre los simuladores robóticos usados en las diferentes áreas de enseñanza de las ciencias de la salud.

El simulador neonatal pediátrico, producto de este proyecto fue implementado con equipos que en su mayoría están disponibles en el país. La estructura del prototipo tiene tres partes fundamentales: la estructura mecánica, el sistema electrónico y el software de control y programación de escenarios médicos.

Las funcionalidades de este simulador médico incluyen: modelo anatómico de vías respiratorias, simulación de respiración, pulsos palpables en lugares específicos del brazo y pierna izquierda del cuerpo, posibilidad de intubación endotraqueal, detección de compresiones torácicas y ventilaciones para resucitación cardiopulmonar, incluyendo su fuerza y posición adecuada de la maniobra, posibilidad de escuchar sonidos cardíacos y pulmonares en puntos de auscultación para detección de patologías y también, llanto y quejidos. Dependiendo del escenario clínico establecido, podrá simular cianosis permitiendo controlar la intensidad de la coloración azul en el rostro del simulador como acontece en un caso de hipoxia.

La simulación de respiración se realizó utilizando un compresor que permite llenar un par de recipientes, que se inflan durante cierto periodo de tiempo y vuelven a su estado original, obteniéndose el llenado torácico del neonato, reflejando su movimiento al respirar. El sistema neumático también permite emular la señal de signos vitales del simulador mediante válvulas que actúan en determinadas presiones para variar la frecuencia de latidos.

En la simulación del proceso de intubación endotraqueal en el simulador neonato, intervino un sensor de presencia acorde al caso, el cual indica en el monitor si el tubo ha llegado a la posición correcta mediante la activación del mismo; cuando se encuentre en la profundidad adecuada se podrá realizar la ventilación médica.

Para la detección de las compresiones para resucitación se utilizó sensores de fuerza, para lo cual se investigó previamente el rango de fuerza en el que debe trabajar dicho sensor, así como el área de detección que debería cubrir sobre el pecho del simulador.

La emisión de sonidos del llanto del bebé y de los latidos del corazón fueron ubicados en la boca en el primer caso, con un volumen permisible para ser escuchado por el estudiante y/o profesional de la salud. Otros emisores fueron colocados en los puntos de auscultación adecuados, de forma que los sonidos simulados puedan ser, receptados mediante un estetoscopio.

La función de cianosis del simulador neonatal, consiste en una coloración de tono azul alrededor de la boca. Esta acción se realizó utilizando una barra de led de tono azulado, en la cual la coloración puede ser controlada de acuerdo al escenario clínico establecido.

En lo que se refiere a la parte electrónica y de control, para la adquisición de datos de los sensores y actuadores que integraron el sistema se utiliza una tarjeta electrónica que además permite establecer una comunicación inalámbrica con la estación de monitoreo.

Finalmente, la estación de monitoreo cuenta con un software que permite supervisar la operación del simulador, controlar los diferentes parámetros y signos vitales y la programación de los escenarios clínicos para simulación. Este software fue desarrollado con ayuda de bibliotecas de código abierto.

La interfaz gráfica fue pensada para ser lo más amigable posible con el usuario, ya que los usuarios finales del simulador no tienen conocimiento técnico, por lo que todas las lecturas obtenidas de los procesos en desarrollo son presentadas de manera acorde para que la información sea de fácil interpretación.

1.1.3 Justificación e importancia.

Existe un gran requerimiento de parte de las instituciones de formación de profesionales de la salud por implementar laboratorios de simulación con el propósito que el estudiante cuente con la libertad de equivocarse y aprender de sus errores. Trabajar en un ambiente simulado permite que los estudiantes cometan errores sin necesidad de intervención de expertos para detener el daño del paciente. Al ver el resultado de sus errores, los estudiantes obtienen una visión profunda de las consecuencias de sus acciones y la necesidad de "acertar".

Debido que en el país no existen empresas dedicadas a la fabricación de estos equipos, las instituciones de enseñanza de Ciencias Médicas se ven obligadas a adquirir este producto en el exterior, lo que conlleva un gasto enorme en cuestión de implementación de laboratorios. Por estos motivos, el presente proyecto busca desarrollar equipos de simulación médica robótica que puedan ser accesibles dentro del país y satisfacer las necesidades de los diversos centros de enseñanza en el área médica.

1.1.4 Objetivos.

El objetivo general planteado por este proyecto fue diseñar e implementar un simulador robótico neonatal de fidelidad intermedia, con estructura modular y equipado

con un software de monitoreo y programación de escenarios clínicos, para la formación de profesionales en el área de la salud.

Para cumplir el objetivo general se plantearon los siguientes objetivos específicos:

- Investigar el estado del arte sobre distintos artículos y productos existentes que se relacionen con el tema en cuestión.
- Investigar la anatomía, fisiología de un paciente neonatal, considerando aspectos relevantes como son estructura anatómica específica, síntomas de diferentes patologías, fisiología elemental, movimientos y reacciones según eventos presentados para el desarrollo de escenarios clínicos.
- Diseñar la estructura mecánica del prototipo teniendo en cuenta las dimensiones necesarias para que los componentes internos se ajusten correctamente y no interfieran con el modelo anatómico del simulador.
- Diseñar un sistema de control adecuado que permita la adquisición de datos desde los sensores en tiempo real, para su procesamiento y accionamiento de los actuadores según el escenario clínico.
- Diseñar una interfaz amigable para el usuario y un entorno de programación para diversos escenarios clínicos.
- Investigar acerca de materiales existentes en el mercado para la elaboración de piel artificial acorde con las necesidades para su posterior elaboración.
- Adherir la piel artificial previamente tratada a ciertas partes del simulador neonatal para obtener una apariencia física más realista.

- Construir el simulador robótico neonatal basado en los requerimientos previamente establecidos.
- Realizar pruebas en los diferentes escenarios clínicos, para la comprobación del funcionamiento del prototipo robótico con aprobación de profesionales en el área de la salud.

1.1.5 Hipótesis.

La hipótesis que buscó demostrar este proyecto fue: ¿Facilitará el simulador robótico neonatal con estructura modular, equipado con un software de monitoreo y programación de escenarios, la formación de profesionales de la salud en escenarios clínicos de pacientes neonatos?

1.2 Marco teórico.

1.2.1 Simulación médica.

La simulación médica es una herramienta de aprendizaje relacionada a la educación y entrenamiento en el campo de la medicina cuyo objetivo principal es la adquisición de competencias entrenando en un ambiente lo más parecido al contexto real (véase en la Figura 1).

El Centro de Simulación de la Universidad de Harvard define la simulación médica como: “una situación o lugar creado para permitir que personas experimenten la representación de un evento real con el propósito de practicar, aprender, evaluar, testar o entender acciones humanas” como se observa en la Figura 2. (Nutri Mark, 2014)

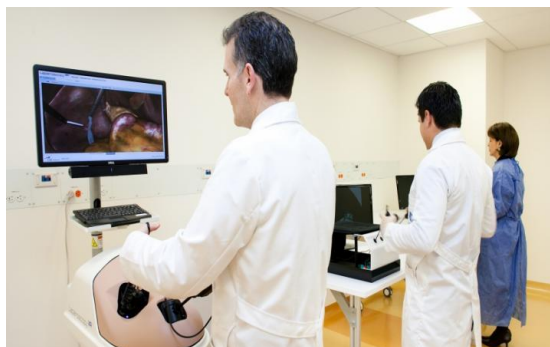


Figura 1. Simulación médica

Fuente: (Riaño, 2014)

Según Galindo & Visbal (2007), la simulación médica busca sustentar:

- Mejores normas de cuidado para los pacientes.
- Dar un mejor entrenamiento al estudiante.
- Permite una evaluación más objetiva a los docentes.
- Dirigir y encontrar los errores en el acto médico.
- Respeto y preservación de la autonomía de los pacientes.
- Respeto y preservación de la autonomía de profesionales en las ciencias de la salud.



Figura 2. SimBaby Laerdal

Fuente: Laerdal (2016)

1.2.2 Tipos y niveles de simulación.

En la Figura 3 se describen los diferentes tipos de simuladores médicos en el mercado, mientras que en la Figura 4 se muestran los tres niveles de simulación en que se clasifican los simuladores.



Figura 3. Tipos de simulación
Fuente: Basado en Vásquez & Guillaumet (2009)

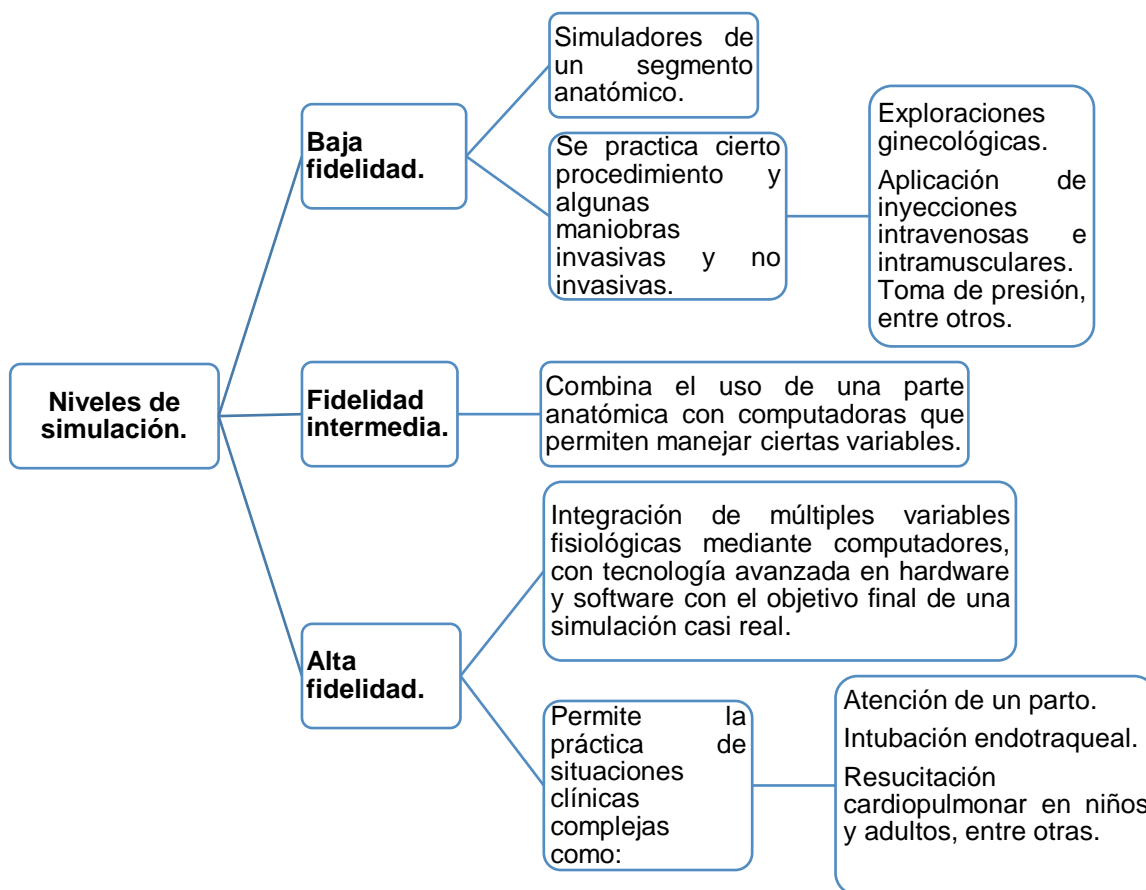


Figura 4. Niveles de simulación

Fuente: Basado en Dávila (2014)

1.2.3 Desarrollo de la simulación médica.

En diversas partes del mundo, desde hace más de 20 años se produjo una proliferación de centros de simulación como entornos educativos tanto para estudiantes como profesionales que cuentan con una amplia gama de simuladores de baja, media y alta fidelidad. Aproximadamente más de 1430 centros de simulación han sido establecidos en todo el mundo distribuidos de la siguiente manera:

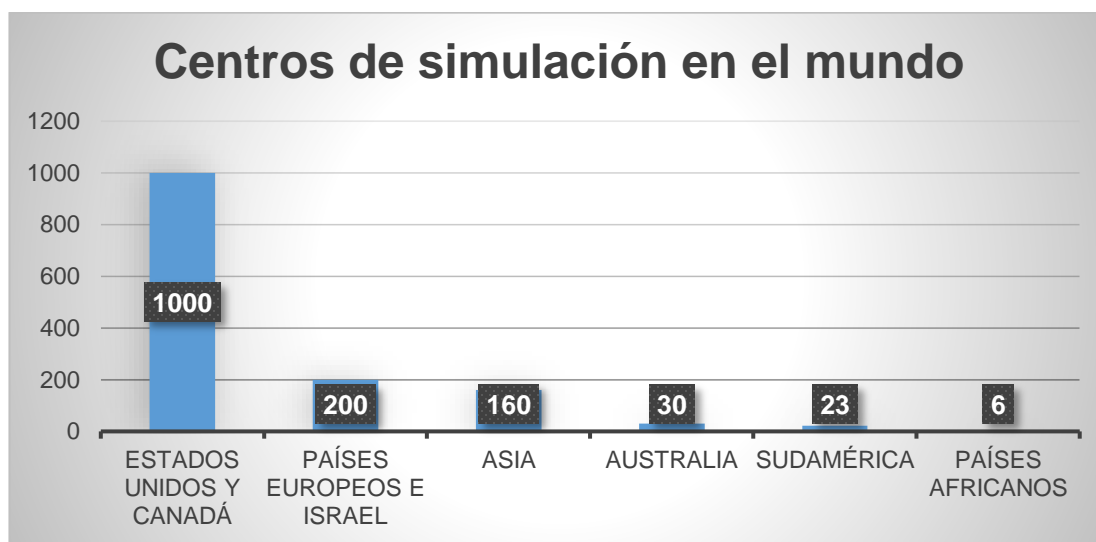


Figura 5. Centros de simulación en el mundo
Fuente: Basado en Palés & Gomar (2010)

Como se observa en la Figura 5, los países de: Estados Unidos y Canadá ponderan la lista con un significativo número de centros de simulación, seguido por los países europeos e Israel, en tercer lugar, se encuentra Asia, seguido de Australia, en quinto y sexto lugar se encuentra Sudamérica y algunos países africanos respectivamente.

Según Carriel & Ramírez (2011) en el Ecuador se han realizado grandes esfuerzos para concretar centros de simulación médica, aproximadamente 8 de las 23 Facultades de Medicina cuentan con laboratorios o centros de simulación, como se muestra en la Figura 6.

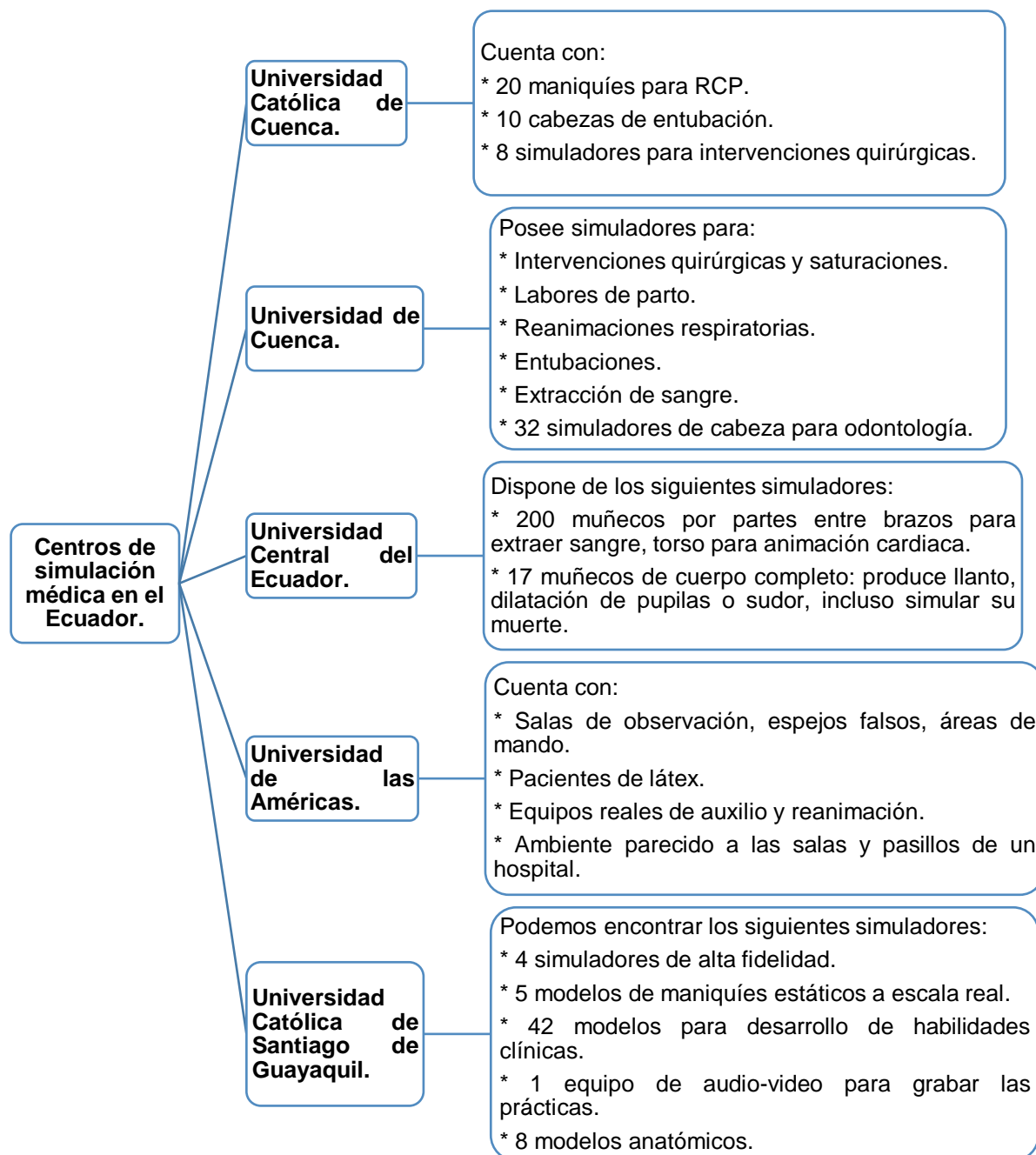


Figura 6. Centros de simulación médica en Ecuador

Fuentes: Basado en Redacción El Tiempo (2015); Redacción Sociedad (2015); El Universo (2015); Carriel (2014)

1.2.4 Simuladores médicos neonatales.


En el mercado se encuentra una diversa variedad de simuladores médicos, pero es necesario aclarar los siguientes términos para poder clasificarlos correctamente, como se observa en la Figura 7.

Recién nacido o Neonato.	•Enfatiza desde las primeras horas de vida hasta los 28 días.
Lactante.	•Considerado hasta los 12 meses.
Niño.	•Va de 1 a 8 años de edad.
Adulto.	•Mayor a 8 años de edad.

Figura 7. Terminología médica
Fuente: Cuello (2010)

En el área de neonatología existe una amplia gama de simuladores que van desde baja, media y hasta alta fidelidad; dependiendo del fabricante, las funciones que realicen, la complejidad del sistema, la integración de sus componentes, entre otros factores; nos permiten detallar los simuladores médicos neonatales más destacados en el mercado por dos grandes fabricantes como son Gaumard Scientific y Laerdal Medical (véase Tabla 1).

Tabla 1
Simuladores médicos

Modelo	Funciones
Newborn Hal S3010 (Gaumard Scientific)	Simulador de un recién nacido de 40 semanas autónomo con comunicación inalámbrica, con las siguientes funciones:
Continúa 	



**Simbaby
(Laerdal Medical)**

- Respiración, pulsos y signos vitales.
- Emisión de sonidos: llanto, ruidos pulmonares.
- Convulsiones.
- Intubación oral y nasal.
- Cianosis.
- Pierna para inyección e infusión intraóseo con tibias realistas.
- Monitorización del ECG con electrodos reales.
- Compresiones y ventilaciones.
- Cateterismo y pulso umbilical.
- Brazo para punción intravenosa lateral.
- Computador integrado con la interfaz de usuario.

Simulador de paciente lactante avanzado para el cuidado infantil desde cuidado rutinario hasta emergencias críticas, cuyas funciones son:

- Respiración espontánea.
- Pulso radial, braquial y femoral.
- Toma de presión sanguínea.
- Pupilas intercambiables.
- Emisión de sonidos vocales: llanto, tos, hipo, entre otros.
- Acceso vascular en pierna y brazo.
- Intubación orotraqueal y nasotraqueal.
- Cianosis, desfibrilación, marcapasos y cardioversión.
- Movimiento del torso y monitor integrado con la interfaz de usuario.



Fuente: Laerdal Medical (2005); Gaumard Scientific (2012)

1.2.5 Características físicas de un neonato.

Según Kaneshiro (2009), un neonato se considera a un recién nacido debido a que el período neonatal es considerado las cuatro primeras semanas de vida (28 a 30 días); en este tiempo ocurren cambios muy rápidos, en ocasiones se presentan eventos críticos además permite la identificación de defectos congénitos al nacer y anomalías genéticas como por ejemplo: estreptococos del grupo B, herpes congénito, toxoplasmosis entre

otras afecciones. Según la Organización Mundial de la Salud (2013), el recién nacido de acuerdo a la edad gestacional se divide en:

Prematuros extremos	• Menor o igual a 27 semanas 6 días
Muy prematuros.	• Desde las 28 a 31 semanas 6 días.
Prematuros moderados.	• De 32 a 33 semanas 6 días.
Prematuros tardíos.	• Va de 34 a 36 semanas 6 días.
Precoz.	• Entre 37 a 38 semanas 6 días.
Completo.	• De 39 a 40 semanas 6 días.
Tardío.	• Va desde 41 a 41 semanas 6 días.
Postérmino.	• Mayor a 42 semanas.

Figura 8. Clasificación del recién nacido por la edad gestacional

Fuente: Basado en The American College of Obstetricians and Gynecologists y Organización Mundial de la Salud (2013)

Según Consolini (2015), durante las 24 horas de nacido un bebé se realiza una exploración física, primero una serie de mediciones como talla, peso y perímetro cefálico como se observa en la Tabla 2 de acuerdo a la OMS.

Tabla 2

Características físicas del neonato

Edad	Peso medio	Talla	Perímetro cefálico medio	Frecuencia cardíaca normal
Recién nacido niño	3,4 kg	50,3 cm	35 cm	100-160 latidos/min
Recién nacido niña	3,0 kg	50,0 cm	34,5 cm	

Fuente: Guía Infantil (2018)

De acuerdo con lo descrito por la Dra. Rodríguez (2008) en la exploración física se identifican otros parámetros que se observan en la Tabla 3.

Tabla 3*Parámetros físicos del neonato*

Signos vitales	Rangos
Temperatura	36,5 – 37,3 °C
Fiebre	> 38 °C axilar; 38,3 °C rectal
Frecuencia respiratoria	30 – 50 rpm

Fuente: Rodríguez (2008)

1.3 Funciones del simulador neonatal.

El simulador neonatal del presente proyecto cumple con las siguientes funciones: cianosis, intubación endotraqueal, pulsos palpables, emisión de sonidos, puntos de auscultación y reanimación cardiopulmonar (RCP); que de acuerdo a la información recopilada son las más utilizadas en este tipo de simulador.

1.3.1 Cianosis.

La cianosis se caracteriza por una coloración azul violáceo en la piel del bebé puede darse en manos, pies, alrededor de la boca y los labios como se observa en la Figura 9; debido a que los tejidos cercanos no están recibiendo oxígeno, en los recién nacidos es común una ligera cianosis por el frío (García, 2015). La Dra. Mandal (2013) explica diversas causas que provocan la cianosis en neonatos y el tratamiento a seguir.

a) Causada por baja temperatura.

Provocada por la exposición al frío, se trata calentando al paciente para reestablecer el flujo de sangre.

b) Por falta de oxígeno.

El médico revisa la aerovía para verificar si existe una obstrucción, si es el caso se realiza una intubación endotraqueal y se administra oxígeno con el fin de oxigenar a todo el cuerpo.

c) Sobredosis de drogas.

Administrar un antídoto o un bombeo para eliminar las drogas del estómago.

d) Problemas cardíacos.

Se debe a defectos congénitos del corazón que por lo general implica una cirugía.



Figura 9. Cianosis en neonato

Fuente: Villacís (2017)

1.3.2 Intubación endotraqueal.

La intubación endotraqueal es una de las técnicas invasivas más utilizadas que consiste en introducir un tubo o cánula a través de la boca del neonato con el fin de mantener abierta la vía aérea para el proceso de ventilación, de esta forma se asegura una correcta ventilación y aporte de oxígeno al neonato. (Mimón, López, Pérez, & Navarrete, 2011)

Las Dras. Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frías (2012) afirman que esta técnica se utiliza cuando es ineficaz la ventilación con bolsa y mascarilla después de observar ausencia de movimientos torácicos o cuando la frecuencia cardíaca no se normaliza; las mismas doctoras recomiendan los siguientes pasos.

- a) Se coloca al neonato en posición de olfateo con una ligera extensión de la cabeza para introducir el laringoscopio por la derecha desplazando la lengua hacia la izquierda seguir hasta la punta en la vallecula epiglota.
- b) Posteriormente se debe introducir el tubo endotraqueal con la mano derecha y retirar el laringoscopio despacio, fijar el tubo y conectar al sistema de ventilación.
- c) La intubación no debe superar los 30 segundos, antes y después de cada intubación debe realizar ventilaciones con bolsa y mascarilla.
- d) Asegurar que el tubo endotraqueal esté colocado de forma correcta mediante la observación de movimientos torácicos, auscultación de la entrada de aire en las axilas; se dan seis ventilaciones y se comprueba el cambio de color del neonato como se indica en la Figura 10.



Figura 10. Intubación endotraqueal
Fuente: Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frías (2012)

1.3.3 Pulsos palpables y respiración.

Según Monbaby (2015) el pulso también es conocido como frecuencia cardíaca representa el número de veces que late el corazón durante un minuto, permite comprobar la fuerza y regularidad de los latidos; la Cruz Roja Americana recomienda tomar el pulso

de los neonatos en la arteria braquial y a lo largo de la parte inferior entre la axila y el codo el rango normal es de 100-160 latidos por minuto.

a) Electrocardiograma (ECG).

Arredondo (2013) define al ECG como un registro gráfico que evidencia la actividad eléctrica del corazón a través de un electrocardiógrafo, se generan ondas positivas que van hacia arriba, ondas negativas que se dirigen hacia abajo y zonas sin actividad conocida como línea isoeletrica; además permite conocer la actividad del corazón con el fin de detectar a tiempo alteraciones en el ritmo cardíaco, patologías y otras enfermedades en el neonato. Según la página web Semergen cantabria (2015) se detallan cada una de las ondas que componen el ECG y sus valores principales como se puede visualizar en la Figura 11.

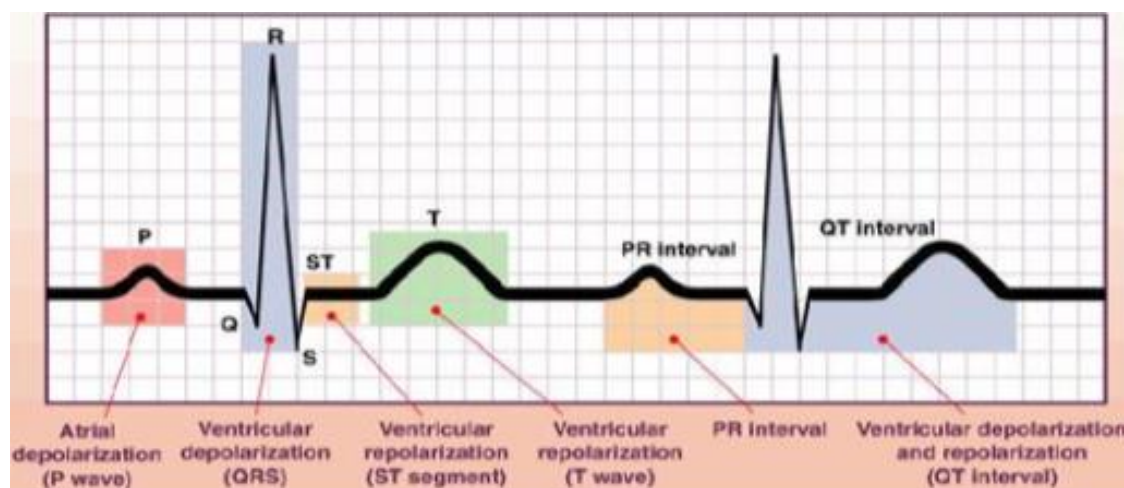


Figura 11. Ondas del Electrocardiograma

Fuente: Edic College (2015)

Edic College (2015) dice que la onda P representa la despolarización auricular con una amplitud normal máxima de 0,25 mV y dura menos de 0.12 segundos. Complejo QRS simboliza la despolarización ventricular su amplitud varía según las derivaciones con una duración menor de 0.12 segundos. Onda Q es la primera

onda negativa del complemento QRS con una amplitud menor de $\frac{1}{4}$ de la onda R y perdura menos de 0,04 segundos. Onda R es la onda positiva del complejo QRS y su amplitud varía de acuerdo a sus derivaciones. Onda S es la onda negativa del complejo QRS de igual manera su amplitud depende de las derivaciones. Onda T es la representación de la repolarización ventricular es positiva en todas sus derivaciones.

Onda U última onda del ECG es inconstante y se presume que representa la repolarización de las fibras de Purkinje postpotenciales. Segmento PR tramo horizontal del periodo de tiempo entre la onda P y el complejo QRS. Segmento ST es la distancia entre el complejo QRS y la onda T, tiene una ligera desviación de ± 1 mV. Intervalo PR es el tiempo de propagación del estímulo desde la onda P hasta el comienzo del complejo QRS con una duración mayor a 0,12 y menor de 0,2 segundos. Intervalo QT se considera desde el principio del complejo QRS hasta el fin de la onda T perdura máximo 0,44 segundos. (Edic College, 2015)

1.3.4 Emisión de sonidos.

La emisión de sonidos como llanto, latidos del corazón es normal en un neonato; el llanto es un indicador de sufrimiento y expresa su estado de ánimo además de que es la única forma que tiene para comunicarse por lo que es necesario esforzarse en entender lo que necesita el neonato para que deje de llorar. (Llopis, 2010)

1.3.5 Puntos de auscultación.

Tamariz & Moreno (2016), definen la auscultación como un proceso de exploración de fenómenos acústicos que se realiza con un estetoscopio colocando en puntos

convencionales como son: espalda, cuello, tórax y en el área hepática del neonato sedado o dormido (véase Figura 12); con el fin de detectar a tiempo enfermedades cardiovasculares entre las cuales tenemos: soplos cardíacos, bradiarritmias, taquicardia, cardiopatías congénitas, entre otras. (Rodríguez, 2013)

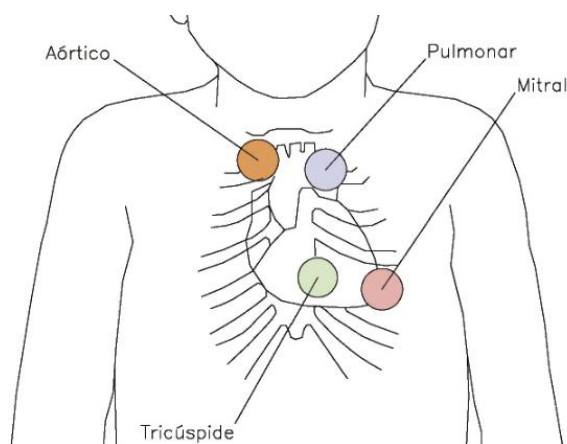


Figura 12. Puntos de auscultación

Fuente: (Tamariz & Moreno, 2016)

Fernández & López (2005), describen los focos de auscultación en un neonato como se observa en la Tabla 4.

Tabla 4

Focos de auscultación

Foco	Localización
Aórtico	Ubicado en el segundo espacio intercostal derecho se amplía hasta el hueco supraesternal y en el tercer espacio intercostal izquierdo.
Pulmonar	Localizado en el borde esternal izquierdo en el segundo espacio intercostal, se extiende hasta la zona subclavicular izquierda.
Mitral	Se encuentra en el ápex cardíaco en el cuarto espacio intercostal izquierdo extendiéndose hacia la axila y el borde esternal.
Tricúspide	En el borde esternal izquierdo entre el cuarto y quinto espacio intercostal izquierdo, se prolonga desde la región subxifoidea hasta el lado derecho del esternón.

Fuente: (Fernández & López, 2005)

1.3.6 Reanimación cardiopulmonar (RCP).

La reanimación cardiopulmonar es un conjunto de maniobras de salvamento que se emplea cuando el neonato deja de respirar o sus latidos cardíacos se han detenido provocado por asfixia, ahogamiento u otros factores. RCP consiste en respiración boca a

boca y compresiones cardíacas (Cubells & Payeras, 04). De acuerdo con las Dras. Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frías (2012) se debe realizar el siguiente procedimiento, mientras que en la Figura 13 se indica el algoritmo de reanimación.

- a) Valoración inicial.
- b) Estabilización inicial.
- c) Nueva evaluación.
- d) Ventilación-oxigenación.
- e) Masaje cardíaco.
- f) Administración de fluidos y fármacos.

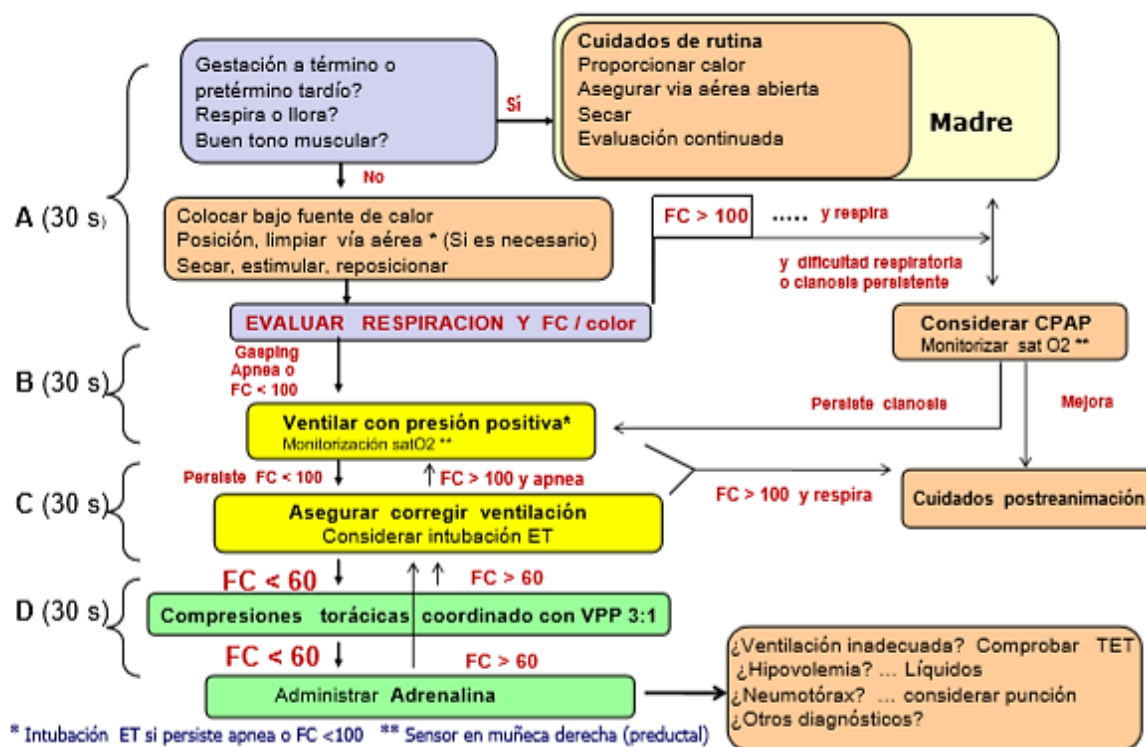


Figura 13. Algoritmo reanimación neonatal
Fuente: Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frías (2012)

Aún realizando correctamente la ventilación solo se requiere de un masaje cardíaco en pacientes asfícticos, las Dras. Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frías (2012) describen el procedimiento adecuado aplicando dos técnicas.

a) Técnica de los dos pulgares.

Colocar los dos pulgares en el 1/3 inferior del esternón debajo de la línea media intermamilar y los dedos restantes cubriendo el tórax.



Figura 14. Técnica dos pulgares para RCP
Fuente: Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frías (2012)

b) Técnica de los dos dedos.

Colocar los dedos índice y medio o medio y anular en el 1/3 inferior del esternón comprimiéndolo evitando presión en las costillas.

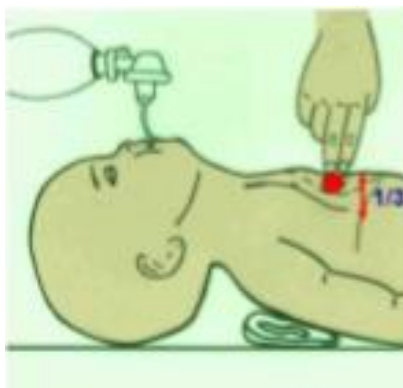


Figura 15. Técnica dos dedos para RCP
Fuente: Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frías (2012)

- c) Presionar suavemente permitiendo la expansión de la caja torácica después de cada compresión con una relación de 3 compresiones por cada ventilación con una duración de dos segundos por ciclo.

1.3.7 Partes internas del simulador neonatal.

El sistema respiratorio es el encargado del intercambio de gases entre la atmósfera y la sangre, en cuya anatomía constan: nariz, boca, faringe, laringe, tráquea que permiten el paso del oxígeno a los pulmones a través de los bronquios y bronquiolos como se observa en la Figura 16. (Reiriz, 2012)

a) Lengua.

La lengua es un órgano muscular móvil ubicada en la cavidad oral y en la orofaringe, formado por la raíz: es el tercio posterior de la lengua que descansa en el suelo de la boca, el cuerpo: representa dos tercios anteriores y el ápice: es el extremo anterior del cuerpo que descansa sobre los incisivos. (Jaramillo, 2011)

b) Cartílago cricoides.

El cartílago cricoides es un órgano impar robusto y fuerte en forma de anillo tipo sello orientado hacia atrás, situado en la parte superior de la tráquea (Quiroz, 2012).

c) Cartílago Tiroides.

El cartílago tiroides está constituido por dos lóbulos reunidos por un istmo transversal adoptando una forma de H situada en la parte anterior e inferior del cuello (Guzmán, 2016).

d) Tráquea.

La tráquea es un conducto fibrocartilaginoso compuesto por anillos incompletos en la parte posterior que continúa por arriba con la laringe y por abajo con los bronquios (Moira, Arnez, Borbua, & Clavel, 2012). El peso y la talla del neonato determinan el tamaño de la vía aérea más no el género, pero las medidas aproximadas para un recién nacido son de 4mm diámetro interno y 4 cm de longitud; estos valores van incrementándose progresivamente dependiendo del desarrollo del paciente. (Garrido, Flores, & Pérez, 2007)

e) Bronquios.

Los bronquios primarios tanto derecho como izquierdo nacen de la bifurcación de la tráquea, se encargan de transportar el aire desde la tráquea hasta los alveolos (Redacción Onmeda, 2015).

f) Caja torácica.

También conocido como pecho, es un conjunto de huesos que contienen las vértebras dorsales, las costillas y el esternón, sirve de protección para pulmones y corazón; realiza movimientos de inspiración y expiración creando una diferencia de presión que permite la entrada y salida del aire. (Bibiano, 2017)

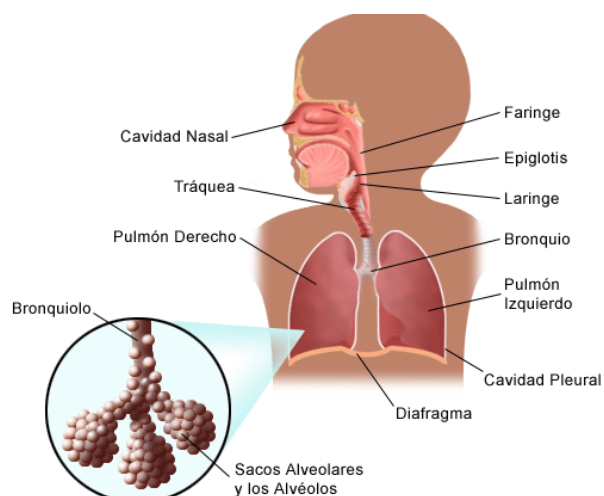


Figura 16. Sistema respiratorio de un neonato
Fuente: Stanford Children's Health (2012)

1.4 Materiales para la piel artificial.

El cuerpo humano está cubierto en su mayor parte de piel, la misma que sirve de barrera protectora de los órganos internos contra el medio ambiente que lo rodea. Existen muchos casos de personas con quemaduras graves que pierden parte de su piel exponiéndose a infecciones, por esta razón varios investigadores se han dedicado a la creación de piel sintética o artificial (véase Figura 17) con el fin de realizar trasplantes en personas con quemaduras, a continuación, se describen algunos avances de piel artificial.



Figura 17. Piel artificial
Fuente: (Infinite History, 2010)

1.4.1 Piel sintética.

Esta piel sintética fue inventada por John Burke jefe de traumatología en el Hospital General de Massachusetts en colaboración con Ioannis Yannas profesor de química del Massachusetts Institute of Technology en Cambridge en la década de los setenta hasta los ochenta. Después de varios años de investigación y pruebas en animales encontraron la mezcla perfecta entre el colágeno y un polisacárido, compuesta por dos capas una interna parecida a la dermis actúa como un sello mecánico y la capa externa como la epidermis que juega el papel de un sello de humedad y un sello de bacterias. Este tipo de piel sintética puede ser estirada, es flexible, puede ser saturada; una vez colocada en la parte afectada del ser humano las células de la piel crecen a través del colágeno, el cuerpo elimina el colágeno y la silicona se pela; se han realizado 35 trasplantes quirúrgicos en personas quemadas gravemente. (Infinite History, 2010)

1.4.2 Piel artificial funcional a partir de células madre.

Investigadores tomaron células de las encías de ratones y las transformaron en células madre pluripotentes inducidas posteriormente cultivadas en placas de laboratorio para crear embrioides; después los embrioides se trasplantaron en ratones

genéticamente modificados con el fin de que desarrollen un sistema inmune deficiente. El resultado final es que los tejidos implantados crearon conexiones con los nervios y fibras musculares circundantes siendo así completamente funcional. (López, 2017)

1.4.3 Piel artificial capaz de cicatrizar las heridas.

Científicos británicos han desarrollado un prototipo de piel artificial capaz de cicatrizar rápidamente las heridas o quemaduras; esta piel está creada a partir de una matriz hecha de fibrina una proteína que contribuye la curación de heridas a la que se añaden fibroblastos humanos, células que sintetizan y mantienen la matriz extracelular propia del tejido. Las pruebas realizadas han sido un éxito total en pacientes con quemaduras donde a los 28 días la piel artificial se integró de forma estable y las heridas curaban sin cicatrices. (Avances Científicos y Tecnológicos en la Medicina, 2012)

1.4.4 Piel artificial.

Investigadores de Corea del Sur y Estados Unidos están desarrollando una piel artificial formado por una silicona transparente con capacidad de estirarse y mantener la temperatura corporal; diseñada con el fin de recrear sensaciones táctiles de presión, temperatura y humedad, al tocar objetos y sus superficies al entrar en contacto con los nervios sensitivos. (Kuperma, 2015)

1.5 Dispositivos electrónicos.

1.5.1 Arduino nano V3 ATmega328.

El Arduino nano V3 es considerado como una pequeña y completa placa (véase Figura 18) basada en el ATmega328, capaz de brindar los mismos beneficios que un Arduino UNO, entre sus características principales tenemos:

- Microcontrolador: Atmel ATmega328 (ATmega168 versiones anteriores)
- Tensión de Operación: 5 V
- Tensión de Entrada (recomendado): 7-12 V
- Tensión de Entrada (límites): 6-20 V
- Pines E/S Digitales: 14 (de los cuales 6 proveen de salida PWM)
- Entradas Analógicas: 8 Corriente máx por cada PIN de E/S: 40 mA
- Memoria Flash: 32 KB (ATmega328) de los cuales 2KB son usados por el bootloader (16 KB – ATmega168)
- SRAM: 2 KB (ATmega328) (1 KB ATmega168)
- EEPROM: 1 KB (ATmega328) (512 bytes – ATmega168)
- Frecuencia de reloj: 16 MHz
- Dimensiones: 18,5mm x 43,2mm (Electronilab, 2015)



Figura 18. Arduino Nano V3
Fuente: (Electronilab, 2015)

1.5.2 Raspberry Pi3 Modelo B.

Es la tercera generación de Raspberry, considerada una minicomputadora del tamaño de una tarjeta de crédito cuyo procesador es diez veces más rápido en

comparación con la primera generación, además posee conectividad LAN inalámbrica y Bluetooth como se observa en Figura 19.



Figura 19. Raspberry Pi3
Fuente: (PC Componentes, 2016)

Entre sus características principales podemos encontrar las siguientes:

- Procesador: Chipset Broadcom BCM2387; 1,2 GHz de cuatro núcleos ARM Cortex-A53
- GPU: Dual Core VideoCore IV® Multimedia Co-procesador. Proporciona OpenGL ES 2.0. y RAM de 1GB LPDDR2.
- Conectividad: Ethernet 10/100 BaseT, LAN inalámbrica y Bluetooth 4.1, salida de vídeo, HDMI rev 1.3 y 1.4
- Salida de audio: jack de 3,5 mm de salida de audio, HDMI
- USB 4 x Conector USB 2.0
- Conector GPIO: proporciona 27 pines GPIO, así como 3,3 V, +5 V y GND líneas de suministro. (PC Componentes, 2016)

1.5.3 Servomotor.

Carletti (2015), afirma que “un servomotor es un motor eléctrico que consta con la capacidad de ser controlado, tanto en velocidad como en posición”, está compuesto de

un motor de corriente continua, un juego de engranajes para reducir la velocidad, un potenciómetro sobre el eje de salida y un circuito de control como se muestra en la Figura 20.



Figura 20. Servomotor
Fuente: (Carletti, 2015)

1.5.4 Convertidor de voltaje DC-DC.

Este módulo basado en el regulador DC-DC Step Down LM2596 que permite regular el voltaje a partir de una fuente de alimentación con mayor voltaje del deseado, es decir, si tiene 24V puede regular a 12V, 9V, 5V, 3,3V o a cualquier valor menor al de alimentación (véase Figura 21).



Figura 21. Convertidor de voltaje DC-DC
Fuente: (Electronilab, 2017)

1.5.5 Sensor de fuerza resistivo.

Brico Geek (2017), lo considera como un pequeño sensor de presión resistivo con una superficie de contacto cuadrada de 4.4 x 4 cm, permite la variación de su resistencia dependiendo la fuerza que se aplique mientras más se presione menor será su

resistencia, su rango de presión va de 100 g hasta 10 Kg como se observa en la Figura 22.



Figura 22. Sensor de fuerza
Fuente: (Brico Geek, 2017)

1.5.6 Motor vibrador de disco.

En la Figura 23 se visualiza el motor vibrador considerado como pequeño motor en forma de discos de fácil de uso en proyectos; posee dos cables uno de potencia y el otro de control. Su voltaje de alimentación va desde 2 V hasta 5 V una vez alimentado comienza a zumbar.



Figura 23. Motor vibrador
Fuente: (AG Electrónica, 2015)

1.5.7 Electroválvula neumática.

Altec (2016), la define como una válvula solenoide de uso general que abre o cierra el paso de aire, a través de un campo magnético generado por una bobina en una base fija que atrae el émbolo (véase Figura 24).



Figura 24. Electroválvula neumática
Fuente: (Altec, 2016)

1.5.8 Compresor de aire.

Según Parro (2016), “es una máquina que absorbe el aire a presión atmosférica, la somete a una presión superior y la transforma para que sea apta para instrumentos o equipos neumáticos”, como se muestra en la Figura 25.



Figura 25. Compresor de aire
Fuente: (Parro, 2016)

1.6 Lenguaje de programación Python.

Según Cáseres (2017), Python es un lenguaje de programación de alto nivel con una sintaxis muy limpia que favorece un código legible. Se trata de un lenguaje de programación multiparadigma porque soporta orientación a objetos, programación imperativa y, en menor medida, programación funcional, con las siguientes características:

- Es un lenguaje interpretado, lo que indica que no hay un proceso de compilación del código antes de la ejecución. En ciertos casos, cuando se ejecuta por primera vez un código, se producen unos bytes Codés que se guardan en el sistema y que sirven para acelerar la compilación implícita que realiza el intérprete cada vez que se ejecuta el mismo código.
- Considerado un lenguaje de fuente abierta lo que permite a los desarrolladores trabajar libremente y sus extensiones son fáciles de instalar.
- Lenguaje multiplataforma, existen versiones disponibles de Python en la mayoría de sistemas operativos (Linux, Unix, Windows, MacOs).
- Dispone de muchas funciones incorporadas en el propio lenguaje, para el tratamiento de cadenas, números, archivos, etc. Además, existen muchas librerías que se pueden importar en los programas para tratar temas específicos como por ejemplo la programación de ventanas o de sistemas en red.

- Posee una sintaxis muy visual, gracias a una notación indentada (con márgenes) de obligado cumplimiento; permite la interacción con software de modelamiento 3D como Blender. (Cáseres, 2017)

El software del simulador neonatal fue desarrollado con este lenguaje por sus diversos recursos y su gran potencialidad previamente mencionada, Python será el que gestione los datos recibidos de los diferentes sensores que consta el simulador para poder realizar una acción debida al estado de cada uno de ellos, además de gestionar, las series de fórmulas que se necesitaron para obtener la gráfica ECG más semejante a la de un paciente neonato real. Para estos cálculos matemáticos se necesitaron diversas librerías desde el análisis matemático hasta la visualización de la gráfica, para ello se recurre a librerías que nos permitirían dicha acción, entre ellas se tiene a numpy, la cual nos permite analizar fórmulas matemáticas complejas para obtener una función polinomial que describe las características de la onda ECG previamente explicada en párrafos posteriores. La visualización es un factor muy tedioso al momento de obtener las fórmulas correspondientes, por lo que se requiere de ayuda de la librería PyQt y sus herramientas graficas como GraphicsView, en capítulos posteriores se detalla el uso de estas herramientas.

CAPÍTULO II

DISEÑO DEL SIMULADOR ROBÓTICO NEONATAL

En este capítulo se realiza un análisis comparativo de los principales componentes para la construcción del simulador como: sistema operativo, tarjeta de control, maniquí, entre otros; se establecen las consideraciones para el modelado CAD de la estructura física del maniquí, soportes para la implementación de los componentes y las partes internas que constituyen el sistema respiratorio.

Se realiza también el diseño del circuito de acondicionamiento de sensores y actuadores, el sistema de control para la adquisición de datos, la interfaz gráfica amigable con el usuario y el código de programación para cumplir con las funciones antes mencionadas en la descripción del problema.

2.1 Método de filtrado de conceptos.

En la etapa de desarrollo del proyecto es necesario establecer las necesidades de los profesionales de la salud y del desarrollador técnico para posteriormente aplicar el método del filtrado de conceptos que permite reducir el número de alternativas de solución para cada una de las funciones que desempeñará el simulador y seleccionar la más adecuada (Ulrich & Eppinger, 2013). En la Figura 26 se describen las necesidades en general del simulador médico neonatal.

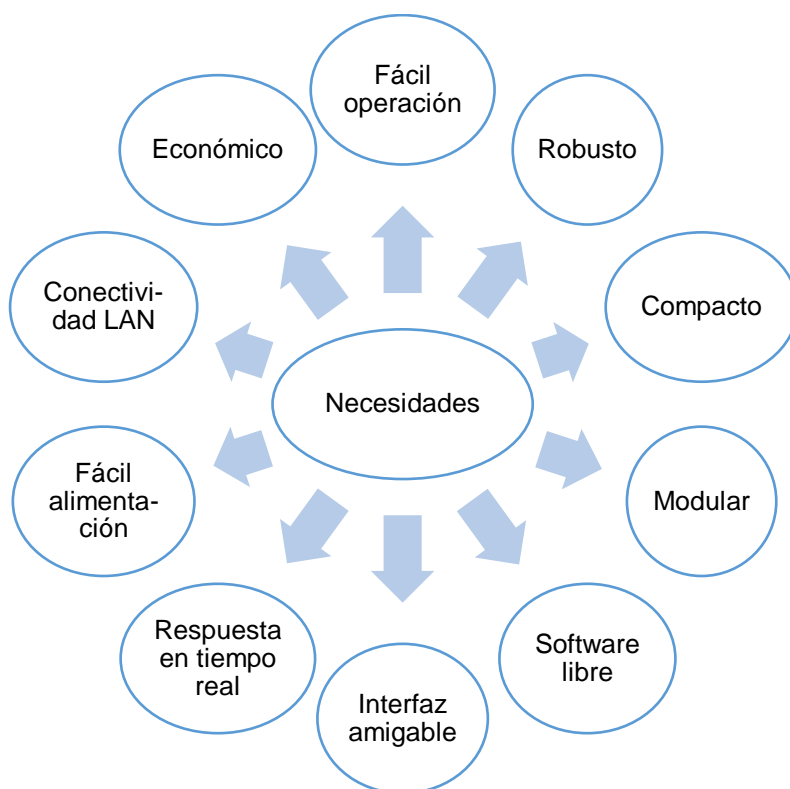


Figura 26. Necesidades del simulador

2.2 Selección de componentes.

Una vez establecidas las necesidades del simulador se realizó un análisis individual de los principales componentes que conformarán el simulador neonatal y sus posibles alternativas de solución para lo cual se especifican los parámetros de selección; donde se toma en consideración a “0” la referencia base, “+” si supera la referencia base, “-” cuando no supera la referencia base.

2.2.1 Tarjetas de adquisición de datos y control.

En el mercado existe una gran variedad de tarjetas de control, en base a los requerimientos como: mayor rendimiento, conectividad ethernet y/o LAN, software libre, tamaño, costos. Para el simulador se propusieron las siguientes alternativas: Arduino Nano, Raspberry Pi3, UDDO Neo Extend y en la Tabla 5 se detallan sus características.

Alternativas de solución para la tarjeta de control.

Tabla 5

Cuadro comparativo para la tarjeta de control

Parámetro	Arduino Nano	Raspberry Pi3	UDDO Neo Extend
Voltaje de alimentación	5 V	5 V, 2.5 A	5 V
Conectividad LAN	No	Si	Si
Conectividad Ethernet	No	Si	No
Software libre	Si	Si	Si
Tamaño	18,5 x 43,2 mm	85 x 49 mm	89 x 59 mm
Costo	\$ 10	\$ 85	\$ 87

Teniendo en cuenta los criterios de selección mencionados se realizó la matriz de selección para la tarjeta de control como se observa en la Tabla 6.

Tabla 6

Selección de la Tarjeta de Control

Criterios de selección	Arduino Nano	Raspberry Pi3	UDDO Neo Extend
Rendimiento	0	+	+
Tiempo de ejecución	+	0	-
Tamaño	+	+	+
Conectividad Ethernet	0	+	-
Conectividad LAN	-	+	+
Peso	0	+	+
Software libre	+	+	+
Costos	-	0	+
SUMA +	3	6	5
SUMA -	2	0	2
SUMA 0	3	1	0
VALORACIÓN FINAL	1	6	3

Como se observa en primer lugar y con una valoración de 6 se encuentra la Raspberry Pi3 debido a que cumple con la mayoría de requerimientos fue seleccionada como tarjeta de control; y con una valoración de 1 está el Arduino Nano por su bajo costo se utilizó para la recepción y envío de datos.

2.2.2 Sistema Operativo.

El sistema operativo es una de las partes esenciales para la ejecución del proyecto; se investigó varias alternativas compatibles con la tarjeta seleccionada en el apartado

anterior entre los cuales se tienen: Raspbian, Kodi, Mate; para lo cual se estableció las siguientes necesidades: software libre, compatible con Raspberry, robusto, fácil de usar, interfaz, comunicación con arduino.

Alternativas de solución para el sistema operativo.

a. Raspbian.

Según Pereira (2015), Raspbian es la distribución por excelencia para Raspberry Pi considerada la más completa y optimizada. Está basada en distro Debian Wheezy por lo que es libre, cuenta con 35 mil paquetes precompilados fáciles de instalar dependiendo el requerimiento su herramienta de desarrollo principal es la comunicación con Arduino.

b. Mate.

Este sistema operativo es una combinación de Ubuntu Linux con un entorno de escritorio Mate; que contiene todos los complementos, librerías, paquetes de Ubuntu permitiendo realizar casi cualquier cosa. Esto hace que tenga una buena acogida por parte de otras distribuciones, pero exige por lo menos una Raspberry Pi2 en adelante (Pereira, 2015).

c. Kodi.

Kodi es un centro multimedia creado para la consola Xbox, a medida que se a ido desarrollando a migrado a otras plataformas algunos de los beneficios que brinda son: reproducción de audio y video en una amplia gama de formatos, reportes del clima, presentación de diapositivas, radio, tv y otras funciones complementadas mediante plug-ins (Pereira, 2015). Por otra necesita mayores requerimientos básicos de hardware como por ejemplo un controlador de hardware de gráficos

con capacidad 3D para renderizar su interfaz, toda la información acerca de Kodi se encuentra disponible en 12 idiomas y con proyección a futuro de 75 nuevas traducciones.

En la Tabla 7 se realizó la matriz de selección para el sistema operativo teniendo en cuenta los parámetros antes mencionados.

Tabla 7
Selección del Sistema Operativo

Criterios de selección	Raspbian	Mate	Kodi
Software libre	+	+	+
Robustez	+	0	-
Centro Multimedia	-	0	+
Compatible Linux	+	+	+
Compatible Windows	+	-	+
Compatible con versiones antiguas de Raspberry	+	-	0
SUMA +	5	2	4
SUMA -	1	2	1
SUMA 0	0	2	2
VALORACIÓN FINAL	4	0	3

La mayor puntuación la obtuvo el sistema operativo Raspbian que cumple con la mayoría de requerimiento y es el preferido por Raspberry Pi, por lo tanto, fue seleccionado para el proyecto; contiene un amplio catálogo de librerías preinstaladas en el sistema, además de ser compatible con todas las versiones de Raspberry existentes en el mercado.

2.2.3 Estructura física del simulador.

Se realizó una búsqueda minuciosa de los materiales para la estructura física del simulador neonatal entre los cuales citaron: estructura impresa en 3D, maniquí de fibra de vidrio y un maniquí de plástico duro. Estos materiales deben cumplir con los siguientes requerimientos: alta resistencia, costo accesible, fácil de ensamblar, larga vida útil, peso, para lo cual se realizó un análisis de las tres alternativas de materiales.

Alternativas de solución para la estructura física del simulador.

a. Impresión 3D.

Sólidos 3D (2014), define “la impresión 3D como una nueva forma de manufactura que expande los límites de la producción de piezas en pequeña o gran escala”; este proceso consiste en el fundido del material PLA o ABS para que sea extruido en una ruta específica creada por un software se realiza capa a capa enfriándose y solidificándose. Varios aspectos hay que tener en cuenta al momento de imprimir en 3D por ejemplo: el grosor de la pieza debe ser el adecuado para que encaje con el diseño pero a la vez sea resistente, al momento de la impresión tratar de que su base sea lo más plana posible también tenemos el porcentaje de relleno depende de la aplicabilidad de la pieza si no va a estar expuesta a mucho esfuerzo basta con un 30% de ser lo contrario hasta un 100% este factor es muy importante porque varía considerablemente la cantidad de material, el tiempo de impresión, y el costo de la impresión; a mayor relleno mayor será el costo. (Frax, 2015)

b. Maniquí de fibra de vidrio.

En el mercado existe una gran variedad de maniqués de fibra de vidrio, para darle la forma humana pasa por un proceso que comienza con una estructura básica del maniquí formado con varillas rodeado de poliuretano, luego se moldea el cuerpo con plastilina y finalmente se vacía la fibra de vidrio una vez seco se retira las varillas y la plastilina para proceder al pintado, pulido, darle forma al rostro, manos, pies. (EcuRed, 2013)

Entre sus características principales se encuentran: alta resistencia química ante una erosión química y del ambiente, peso ligero permite su fácil instalación y

transporte, bajo mantenimiento, económico con respecto a otros materiales.
(Aplicaciones Técnicas ESCOM, 2016)

c. Maniquí de plástico sólido.

Al igual que en el caso anterior podemos encontrar una amplia gama de maniqués de plástico suaves, duros e intermedios; entre sus propiedades tenemos: alta resistencia contra impactos, peso ligero de fácil transporte, larga vida útil, permite realizar cortes y modificaciones en su estructura, económico en comparación con las alternativas anteriores y un alto grado de similitud a un neonato real.

En la Tabla 8 se realizó la matriz de selección para la estructura física del simulador neonatal considerando los requerimientos anteriormente mencionados con el fin de escoger el más adecuado para el proyecto.

Tabla 8

Selección de materiales para la estructura física del simulador

Criterios de selección	Impresión 3D	Maniquí fibra de vidrio	Maniquí de plástico sólido
Resistencia	0	-	+
Costos	+	+	0
Tamaño	-	0	+
Tiempo de construcción	+	-	+
Peso	+	0	-
Durabilidad	-	0	+
SUMA +	3	1	4
SUMA -	2	2	1
SUMA 0	1	3	1
VALORACIÓN FINAL	1	-1	3

En base a la valoración final se tiene en primer lugar al maniquí de plástico con 3 puntos, seguido de la impresión 3D con 1 punto y por último el maniquí de fibra de vidrio con -1 punto; por lo tanto, se selecciona el maniquí de plástico por su alta resistencia en comparación con el de fibra de vidrio debido a que el simulador va a estar en constante

manipulación y por su bajo costo, comparado con la impresión 3D (véase en la Figura 27).



Figura 27. Maniquí base del simulador neonatal

2.3 Modelado CAD del maniquí base del simulador neonatal.

Para el modelado CAD se parte de la toma de medidas aproximadas del maniquí seleccionado en el apartado 2.2.3. que se detallan en la Tabla 9.

Tabla 9

Medidas aproximadas del maniquí base del simulador neonatal

Parte del cuerpo	Medidas aproximadas (cm)
Altura total	59
Perímetro cefálico	45
Longitud extremidades superiores	21
Longitud extremidades inferiores	28,6
Contorno pecho	38
Contorno cadera	41
Contorno puño	10
Contorno pie	13

Como se observa, las medidas de la Tabla 9 son un poco grandes para un neonato real, esto se justifica debido al espacio físico necesario para la implementación de los componentes en el interior del maniquí y porque en el mercado no se fabrican maniqués más pequeños. Con las medidas tomadas se realizó el diseño CAD del maniquí base mediante el software Makehuman, como se observa en la Figura 28, el modelado se encuentra en una sola pieza por lo que se importa el archivo STL a un programa CAD como se visualiza en la Figura 29a), mediante diversas operaciones se realizan los cortes necesarios en el CAD, como se muestra en la Figura 29b) para que el maniquí sea desmontable y permita adicionar otros componentes que conforman el simulador neonatal.



Figura 28. Modelado en Makehuman



Figura 29. a) Maniquí en un software CAD, b) Cortes del diseño CAD del simulador

2.4 Modelado de partes internas del simulador neonatal.

Los diseños CAD de las partes internas mencionadas en el apartado 1.3.7. fueron descargados de la base digital del cuerpo humano BodyParts3D (2011); en donde se encuentran disponibles estos y varios archivos más con extensión OBJ que posteriormente, mediante un software, se convierte a formato STL, que permite realizar las modificaciones necesarias para el simulador.

Para el diseño de la lengua se realizó la operación de escala para conseguir un tamaño adecuado aproximadamente para el simulador neonatal basado en las medidas de la tráquea descritas en el apartado 1.3.7 y se observa en la Figura 30; debido a que la estructura de la lengua es blanda y flexible se ve la necesidad de diseñar moldes para este órgano (véase Figura 31).

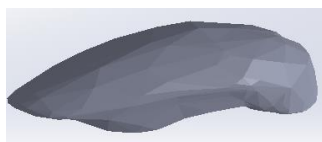


Figura 30. Diseño CAD de la lengua
Fuente: Tomado de BodyParts3D (2011)

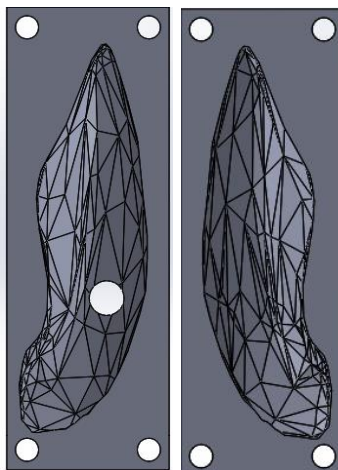


Figura 31. Diseño CAD de los moldes de la lengua

A los diseños CAD de los cartílagos cricoides y tiroides también se aplicaron operaciones de escala para conseguir un tamaño apropiado en base a la tráquea; la estructura del cartílago cricoides es robusta y fuerte, y junto con el cartílago tiroides forman la estructura de la laringe como se observan en las Figuras 32 y 33.



Figura 32. CAD del Cartílago cricoides
Fuente: BodyParts3D (2011)



Figura 33. Cartílago tiroides
Fuente: BodyParts3D (2011)

Con los modelos CAD de la tráquea y los bronquios de igual forma se realizó la operación de escala de acuerdo a las medidas mencionadas anteriormente; debido a que la estructura de la tráquea es fibrocartilaginosa se realiza moldes para posteriormente

elaborarla en material flexible mientras que los bronquios en material duro como se indica en las Figuras 34, 35 y 36. Finalmente se realiza el diseño CAD del molde de la caja torácica como en la Figura 37, que va a recubrir la parte del pecho que cumple con la elevación del mismo y fue elaborada en material flexible.



Figura 34. CAD de la Tráquea
Fuente: BodyParts3D (2011)



Figura 35. CAD de los bronquios
Fuente: BodyParts3D (2011)

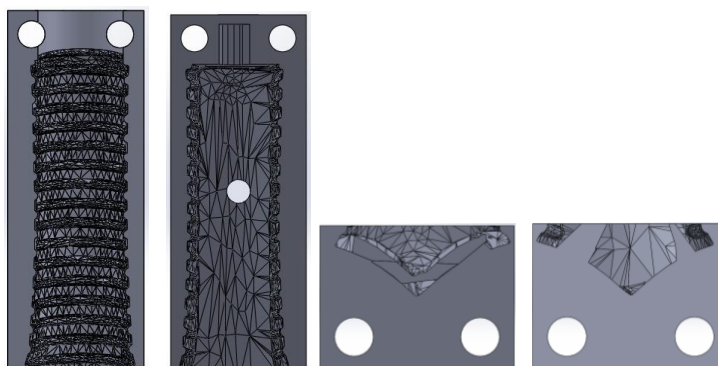


Figura 36. Moldes de la tráquea

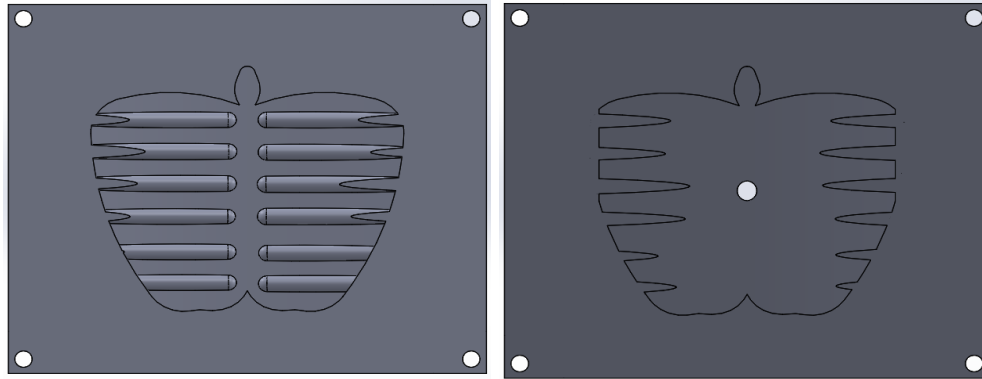


Figura 37. Moldes de la caja torácica

Posteriormente se diseñó un acople para las extremidades superiores para que encajen con el acople del servomotor, como se muestra en la Figura 38, y un molde para un efector final de silicona fría que se utilizó para la función de RCP (véase Figura 39).

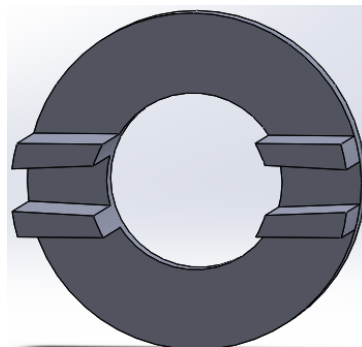


Figura 38. Acople extremidades superiores

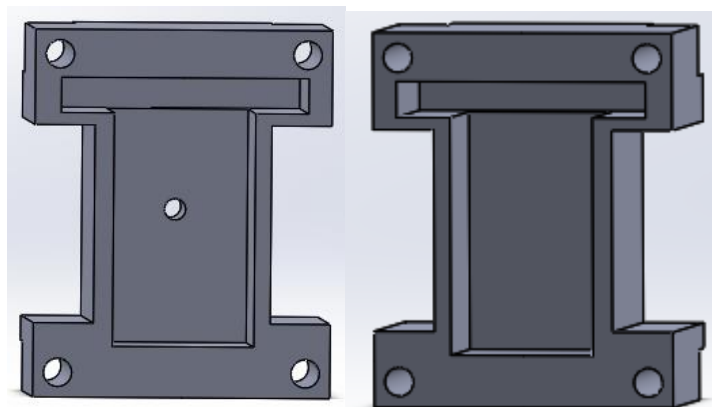


Figura 39. Moldes del efector final para RCP

2.5 Diseño de las funciones del simulador neonatal.

En este apartado se describe el diseño de las funciones que desempeña el simulador como son: pulsos palpables, cianosis, puntos de auscultación, emisión de sonidos, movimiento de extremidades superiores, reanimación cardiopulmonar, intubación endotraqueal y respiración con elevación torácica.

2.5.1 Pulsos palpables.

Para simular los pulsos de un neonato se utilizó motores vibradores programables ubicados en las extremidades superior e inferior izquierda, con el fin de permitir la toma de los pulsos: radial, braquial, femoral y tibial posterior como se puede observar en la Figura 40.

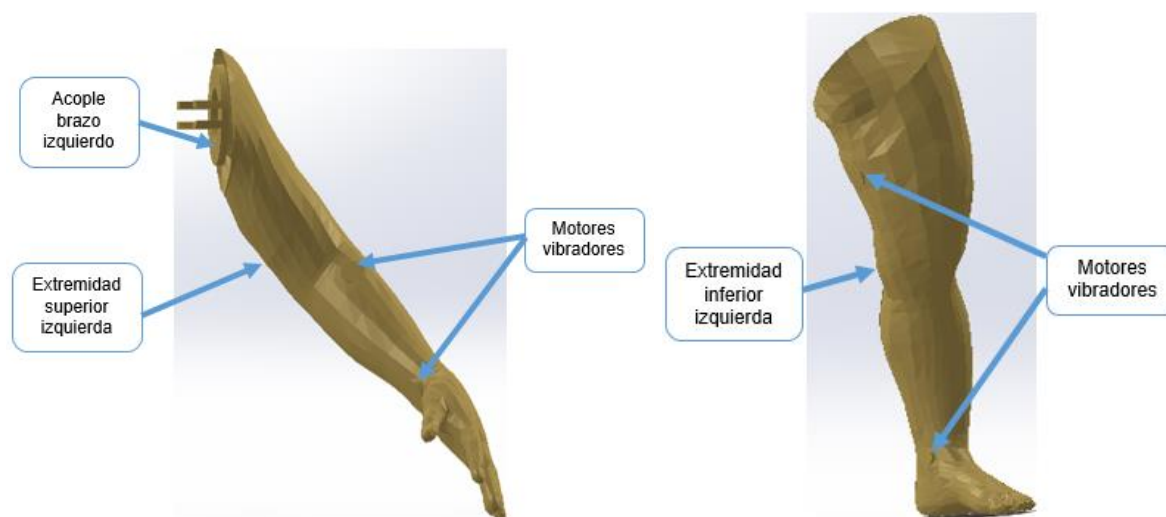


Figura 40. Función pulsos en el CAD

2.5.2 Cianosis.

En el estado de cianosis se utilizó un led color azul comandado por una señal pwm permitiendo variar la intensidad de la luz dependiendo el escenario programado que se ejecute; se colocó el led en la parte interna de la cara del simulador en el labio superior de la boca (véase Figura 41).

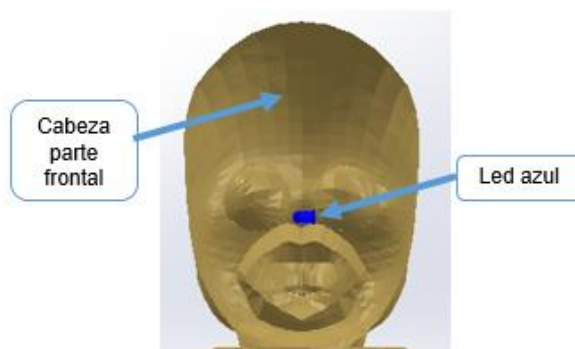


Figura 41. Función cianosis en el CAD

2.5.3 Puntos de auscultación y respiración.

Estas dos funciones se realizaron en conjunto, para lo cual se utilizó un parlante para la emisión de sonidos externos como llanto, risa; dos auriculares ubicados en los puntos de auscultación mencionados en el apartado 1.3.5 y un tercer auricular en la estructura de las tarjetas electrónicas para emitir los sonidos de los latidos del corazón como se muestra en la Figura 42.

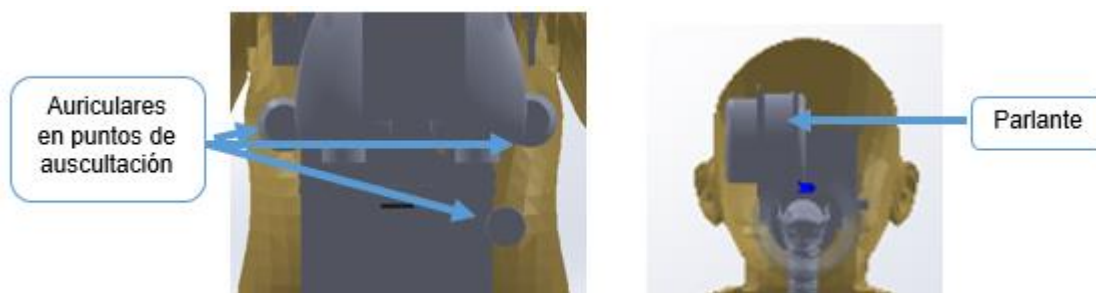


Figura 42. Función puntos de auscultación en el CAD

2.5.4 Movimiento de extremidades superiores.

En la Figura 43 se encuentra la disposición de los servomotores utilizados para simular el movimiento de las extremidades superiores uno en cada extremidad, controlando sus ángulos de giro mediante la programación y dependiendo el escenario en que se encuentre inmersa esta función.

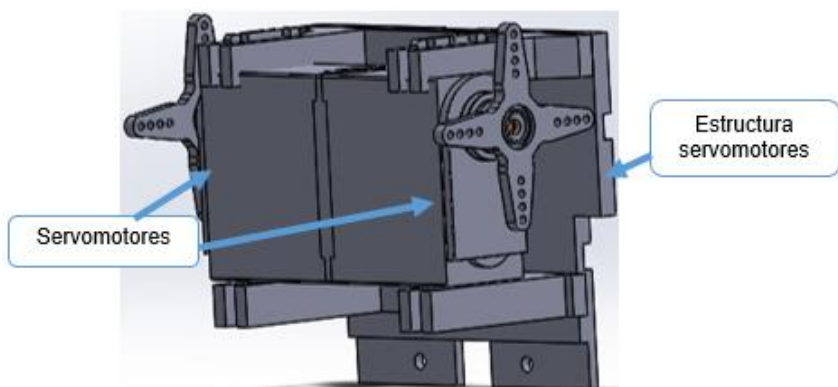


Figura 43. Función movimiento de extremidades superiores en el CAD

2.5.5 Reanimación cardiopulmonar (RCP).

En este procedimiento se utilizó un sensor de fuerza en forma cuadrada y un efector final de silicona que permite la transmisión de la fuerza aplicada al realizar la maniobra de RCP en el simulador como se observa en la Figura 44.

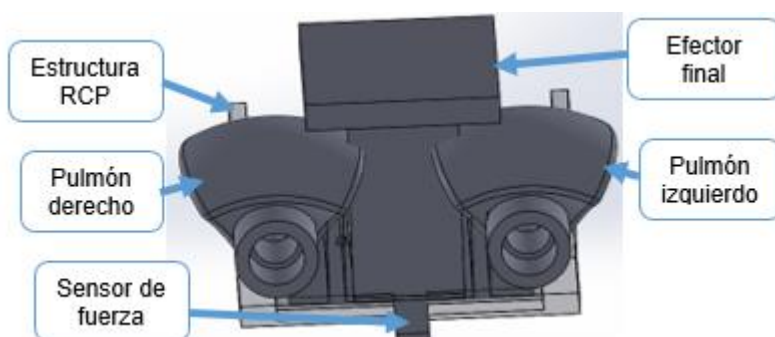


Figura 44. Función RCP en el CAD

2.5.6 Intubación endotraqueal.

En la figura 45 se encuentra el ensamble de las partes internas del simulador neonatal que intervienen en el procedimiento de intubación endotraqueal, para lo cual se utilizó un final de carrera colocado en la tráquea cuyo fin es dar una señal de que el tubo endotraqueal llegó a la posición correcta para proceder a las ventilaciones con la ayuda de un compresor, el aire ingresa por la tráquea hasta llegar a dos bolsas de látex que

emulan los pulmones para el llenado y vaciado esto a su vez permite observar la elevación del tórax como en un neonato real (véase Figura 46).

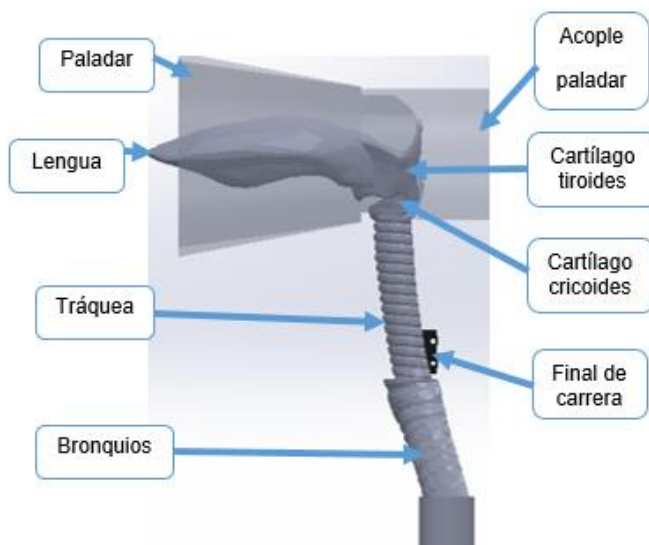


Figura 45. Función intubación endotraqueal en el CAD

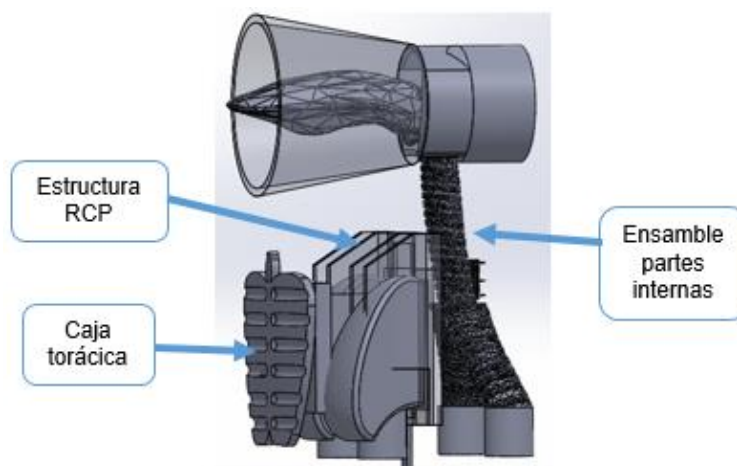


Figura 46. Ensamble partes internas con estructura RCP y caja torácica en el CAD

2.5.7 Escenario clínico Paro Cardíaco.

Bortle (2016) menciona que el paro respiratorio es una situación distinta del paro cardíaco, sin un tratamiento adecuado el uno conlleva al otro. Para este escenario se parte de un paro respiratorio causado por un deterioro de la oxigenación y/o de la eliminación de CO₂ provocando dificultad para respirar poniendo en peligro la vida del

paciente neonato, al no ser atendido adecuadamente da paso a un paro cardíaco. A continuación, se describen los síntomas y el tratamiento para el escenario clínico. (De la Parte, 2012)

a) Síntomas.

- Dificultad para respirar.
- Estado de cianosis.
- Frecuencia respiratoria: 11 rpm.
- Frecuencia cardíaca: 80 lpm.

b) Tratamiento.

- Verificar la frecuencia respiratoria y cardíaca.
- Escuchar los latidos del corazón.
- Una vez verificado los síntomas mencionados se procede a realizar la maniobra de RCP cada ciclo constituido de 30 compresiones y revisiones periódicas cada 30 segundos observando que el simulador regrese a su estado normal al igual que sus parámetros de las frecuencias. (Torres, Barrio, Moral, Ureta, & Frias, madrid.org, 2012)

2.6 Diseño del circuito electrónico.

El diseño electrónico de los circuitos de recepción y envío de datos del simulador se realizaron en el software Fritzing, con el fin de optimizar toda el área posible debido al pequeño espacio que el maniquí brinda; en ambos circuitos se necesitó conocer con exactitud las dimensiones de los elementos utilizados para poder determinar su ubicación y su posición.

Se ubicaron borneras tanto para la entrada de alimentación del Arduino nano, y para la alimentación del módulo relé que se alimentará con 5V y dos salidas que emiten las señales a diferentes frecuencias.

2.6.2 Circuito de recepción de datos.

En el diagrama esquemático para la recepción de datos se encuentra la conexión de cada uno de los sensores que conformaron el simulador neonatal mientras que en la parte inferior derecha se encuentra un circuito adicional que se alimentó a la entrada con 12 V y a la salida se obtiene 5 V para suministrar de energía al circuito. Como se observa en la Figura 48, se utilizaron los siguientes pines: A0 como entrada analógica, para adquirir la variación de fuerza que se aplica al simulador en la maniobra del RCP; D2 una entrada digital, permite la adquisición del dato del final de carrera ubicado en la tráquea con el fin de garantizar el correcto posicionamiento de la cánula durante una intubación endotraqueal.

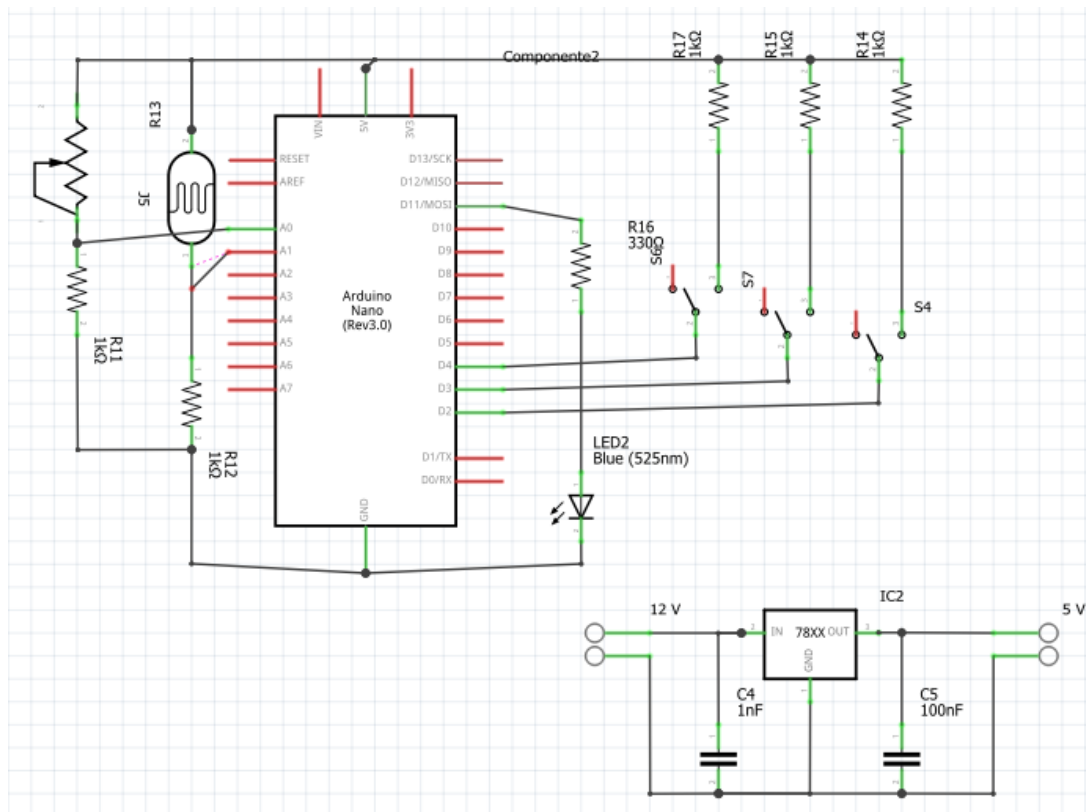


Figura 48. Circuito esquemático de recepción de datos

2.6.3 Diseño del PCB.

El PCB fue diseñado lo más compacto posible, para que los elementos puedan ajustarse al espacio del ensamble total; los componentes fueron ubicados a una distancia considerable con respecto al maniquí y las placas, ciertos elementos no se soldaron directamente en la baquelita, en esos casos se usaron zócalos o borneras para su conexión y desconexión, con este mecanismo facilita el trabajo de mantenimiento cuando falle algún elemento del sistema, en la Figura 49 se observa el PCB del circuito de envío de datos mientras que en la Figura 50 se encuentra el PCB del circuito de recepción de datos.

2.7 Diseño estructural del ensamble.

Se realizó el diseño de estructuras mediante en un software CAD que cumplen la función de soporte para asegurar y facilitar el ensamble de los componentes internos en el simulador médico neonatal como se muestra en la Figura 51.

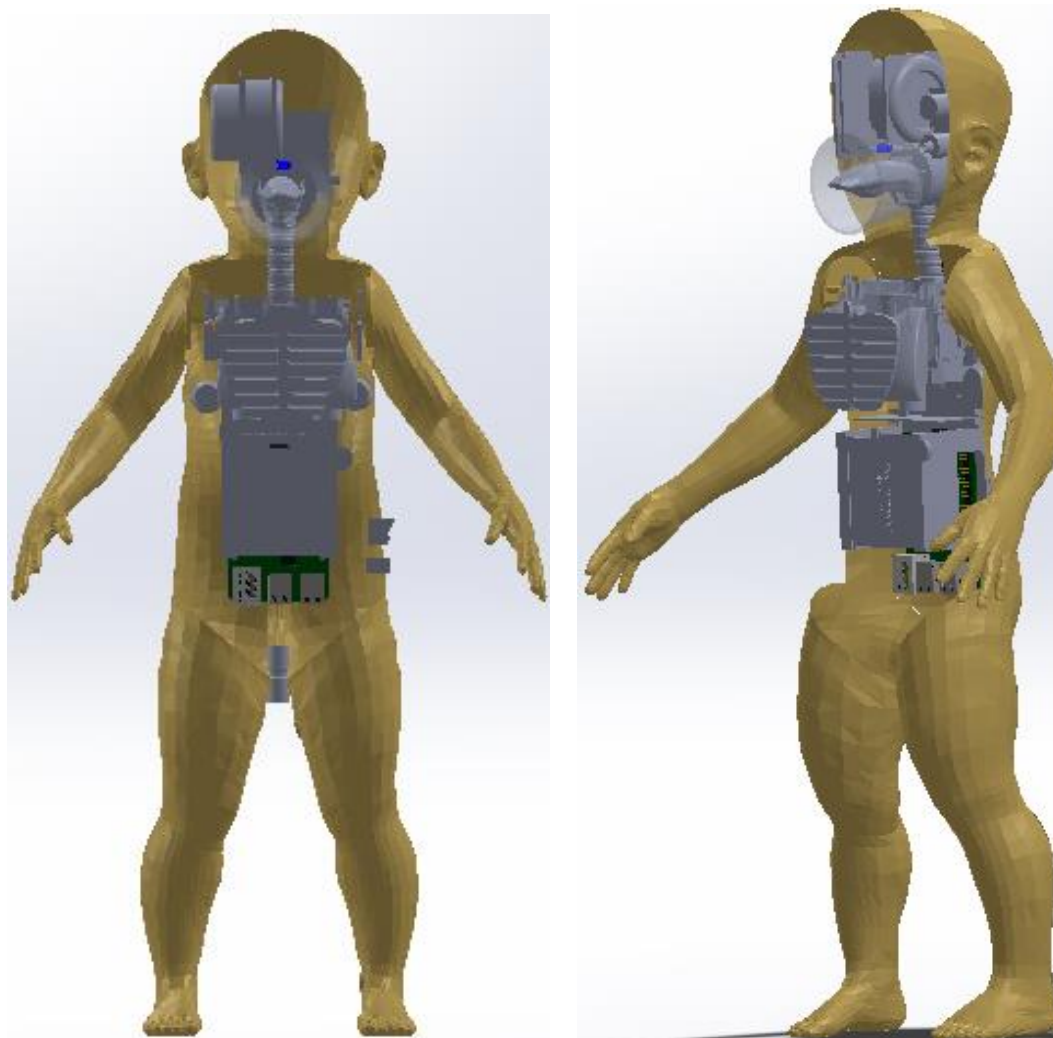


Figura 51. Ensamble total del simulador neonatal

En la Figura 52 se muestra la primera estructura conformada en la parte superior por dos servomotores para el movimiento de los brazos del simulador.

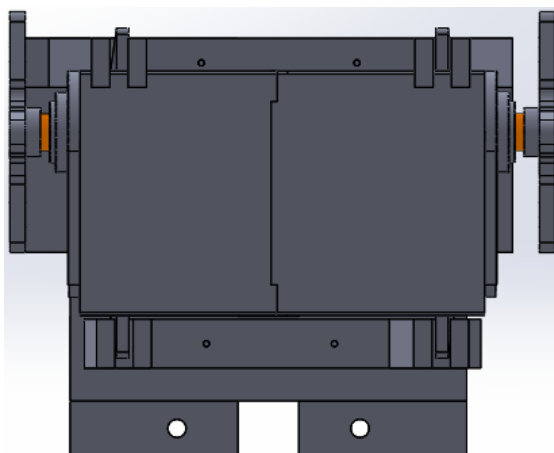


Figura 52. Estructura servomotores

En la Figura 53 se observa la segunda estructura con el diseño de los soportes para los circuitos electrónicos, en la parte inferior se encuentra ubicada la tarjeta de control Raspberry Pi3, seguida de la placa de envío de datos mientras que en la parte superior se tiene la placa de recepción de datos y finalmente el convertidor de voltaje.

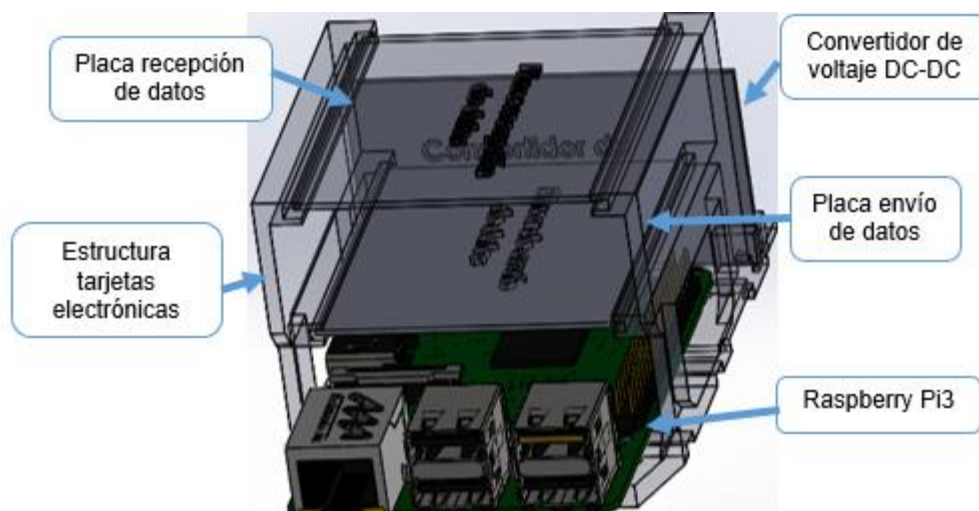


Figura 53. Estructura tarjetas electrónicas

En el diseño de la tercera estructura se encuentran distribuidos el sensor de fuerza para las compresiones, a sus laterales dos bolsas que simulan los pulmones y encima del sensor se encuentra el efector final de silicona fría (véase en la Figura 54).

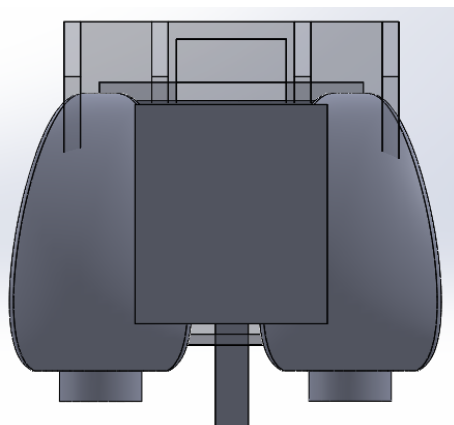


Figura 54. Estructura RCP

2.8 Diseño de la interfaz gráfica.

La interfaz del simulador fue pensada para que sea lo más amigable posible con el usuario y permita una óptima interpretación por parte del personal médico, así como de los estudiantes, con el fin que permita observar y comprender cómo se está desarrollando el proceso en el simulador dependiendo del escenario seleccionado. La interfaz gráfica de usuario del simulador neonatal fue desarrollada en Python, gracias a la librería PyQt y PySide la cual permitió conseguir una interfaz amigable con las librerías y Widget que lo brinda Qt.

La Figura 55 representa el flujograma general del funcionamiento en el software del simulador neonatal. Cuando se llama el programa principal `main()`, se ejecuta paralelamente tres subprogramas: interfaz de usuario, recepción y envío de datos a las tarjetas Arduino nano.

Los datos de los sensores que actúan en el simulador son encapsulados en formato Json desde la tarjeta de adquisición (Arduino-nano1) y enviados mediante el puerto serial a la tarjeta de control (Raspberry-pi) donde se usan los datos adquiridos, los cuales son interpretados gracias a la librería `simple-json` en Python y usados para una acción

determinada, la cual será almacenada y envía por un segundo puerto serial el cual estará conectado a la tarjeta de envío (Arduino-nano 2), será el encargado de realizar acciones con sus elementos de control final.

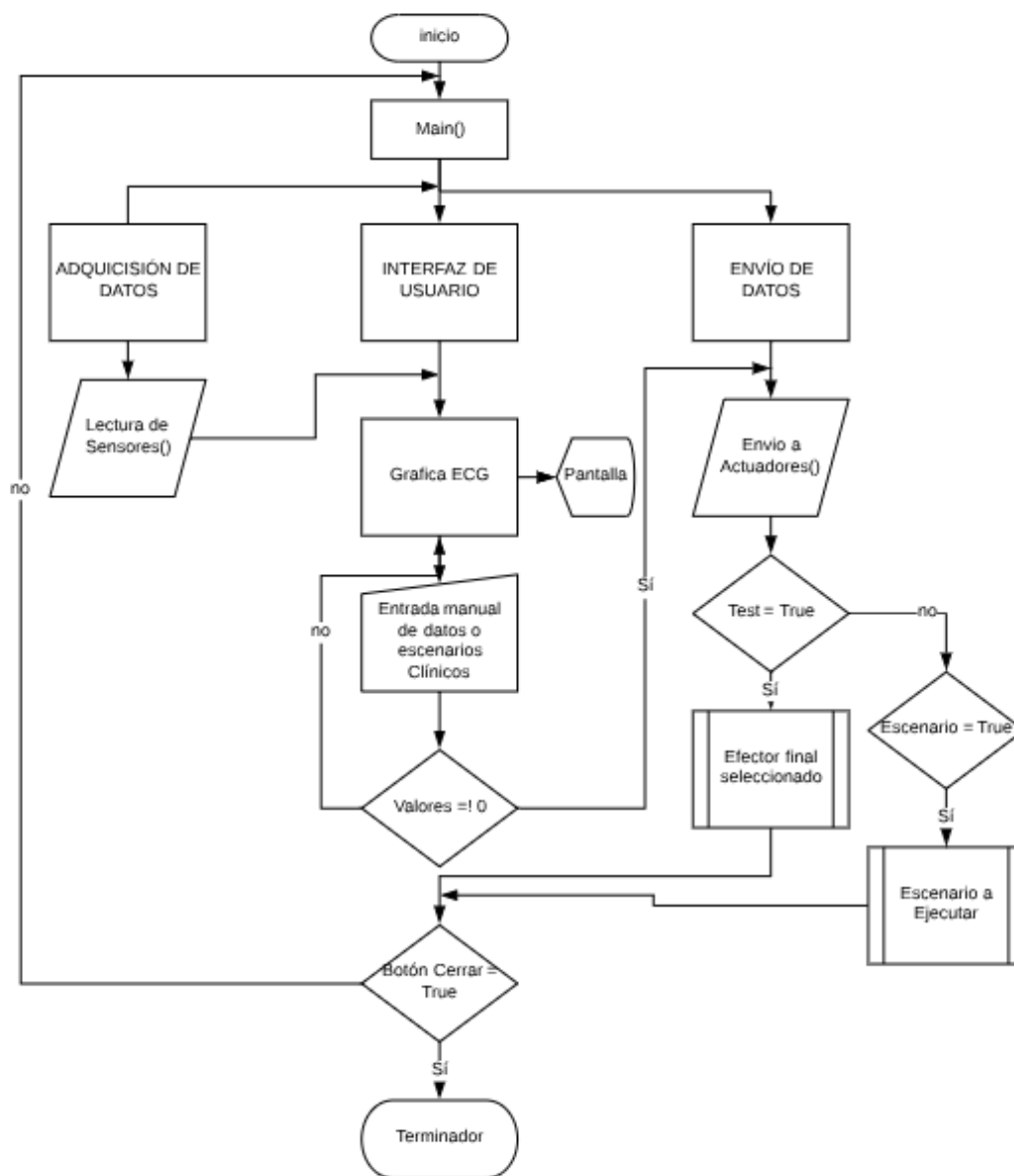


Figura 55. DFD Funcionamiento General

El simulador concedió la interacción de sensores y actuadores, realizando una comunicación continua con el procedimiento que el estudiante realiza a medida que se

desarrolla un escenario establecido. En este apartado se presenta de forma detallada la elaboración de la interfaz y la comunicación entre la tarjeta de adquisición de datos (Arduino nano) y la interacción lograda en un simulador de paciente neonato.

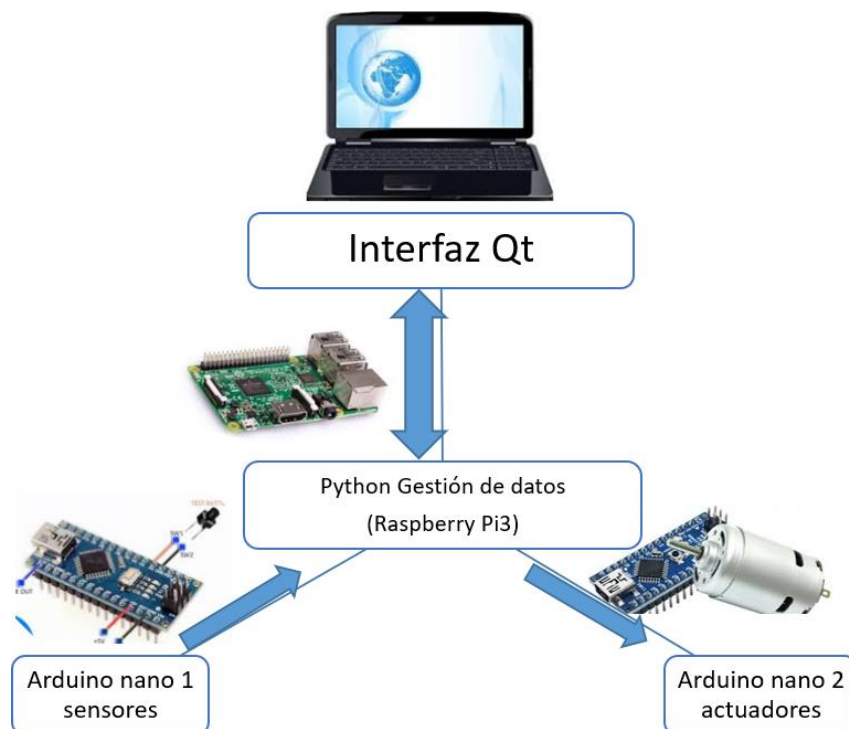


Figura 56. Esquema de comunicación del simulador

En la Figura 56 se observa un esquema de cómo está constituida la comunicación entre los distintos componentes que conforman el simulador, consta de dos Arduino nano, uno para el envío y otro para la recepción de datos, cada uno se encuentra constantemente enviando y recibiendo información para ser procesada por la tarjeta de control (Raspberry Pi3) y ser visualizada mediante una conexión inalámbrica remota del escritorio de la tarjeta de control con nuestro computador.

2.8.1 Diseño de envío y recepción de datos.

Con los siguientes diagramas de flujo se pretende visualizar con más detalles las partes que complementan cada Thread(hilo) dentro del programa, en la Figura 57 se

encuentra la estructura del código de la interfaz de usuario junto con el diagrama del ECG el cual será detallado posteriormente. El diagrama de flujo muestra los datos obtenidos en el hilo de adquisición y visualizados en los diferentes widgets de Qt, esta interfaz estará siempre activa durante el transcurso del programa, tomando los valores actuales de los elementos de la ventana principal los cuales serán manipulados por el usuario y se modificarán a su estado actual, después serán enviados al hilo de envío de datos para que realice la acción solicitada.

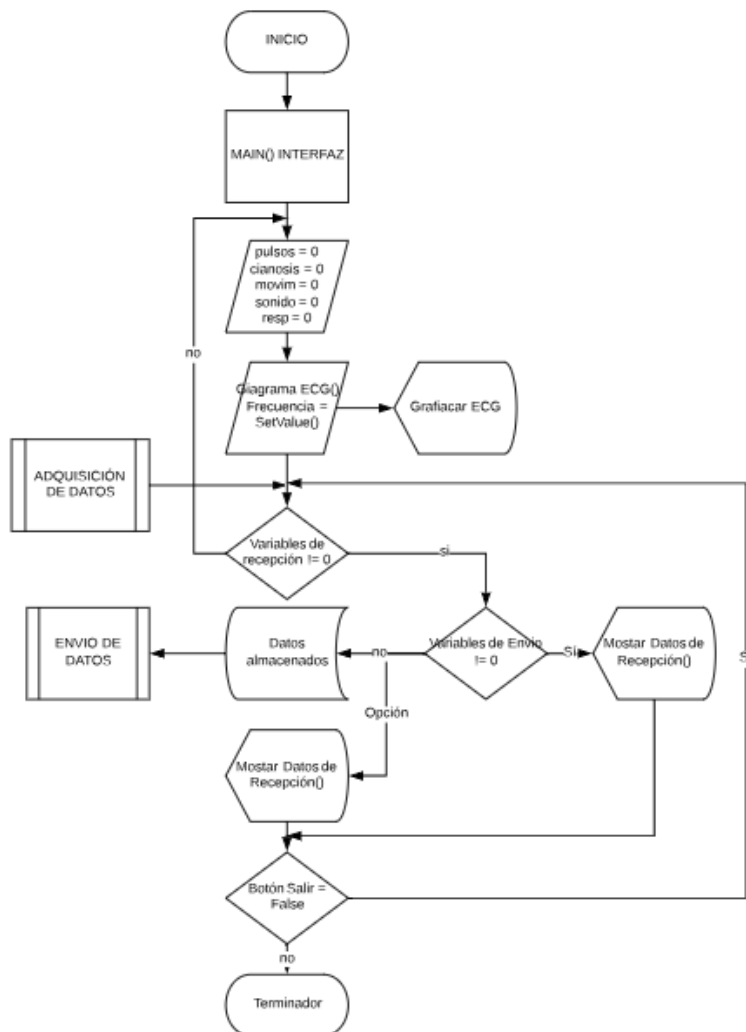


Figura 57. Diagrama de flujo de la interfaz

En la Figura 58 se observa el DFD del Thread correspondiente a la recepción de datos, al iniciar la conexión con los componentes la tarjeta de adquisición toman los datos de los distintos sensores conectados a él para encapsularlo en formato Json que se explicará en el siguiente capítulo junto al desarrollo del pseudocódigo, una vez almacenado los datos de cada sensor a su respectiva variable es enviado a través del puerto serie, para ser visualizada previamente de una alineación a resultados comprensibles para el usuario.

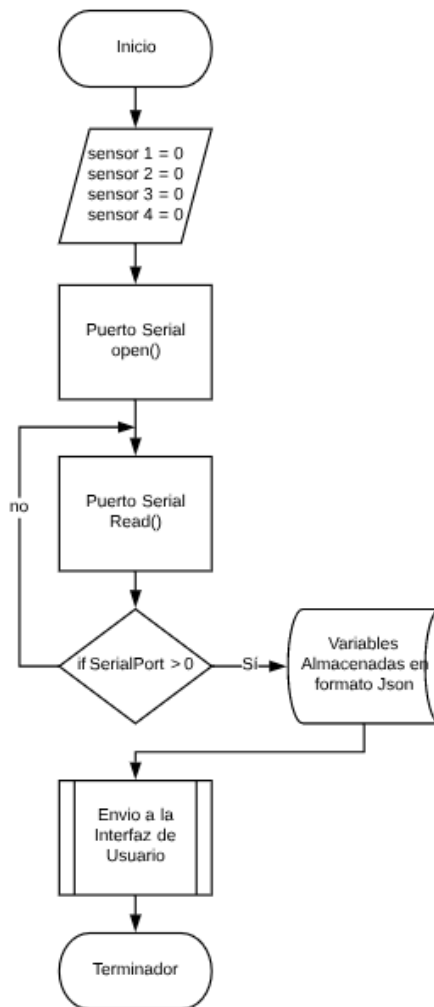


Figura 58. Diagrama de flujo de recepción de datos

En la Figura 59 se observa el DFD del Segundo Thread, que corresponde al envío de datos, las ordenes son enviadas desde la tarjeta controladora (Raspberry Pi3) hacia la tarjeta de control (Arduino nano 2), con el fin de manipular el efector final o escenario seleccionado por el usuario.

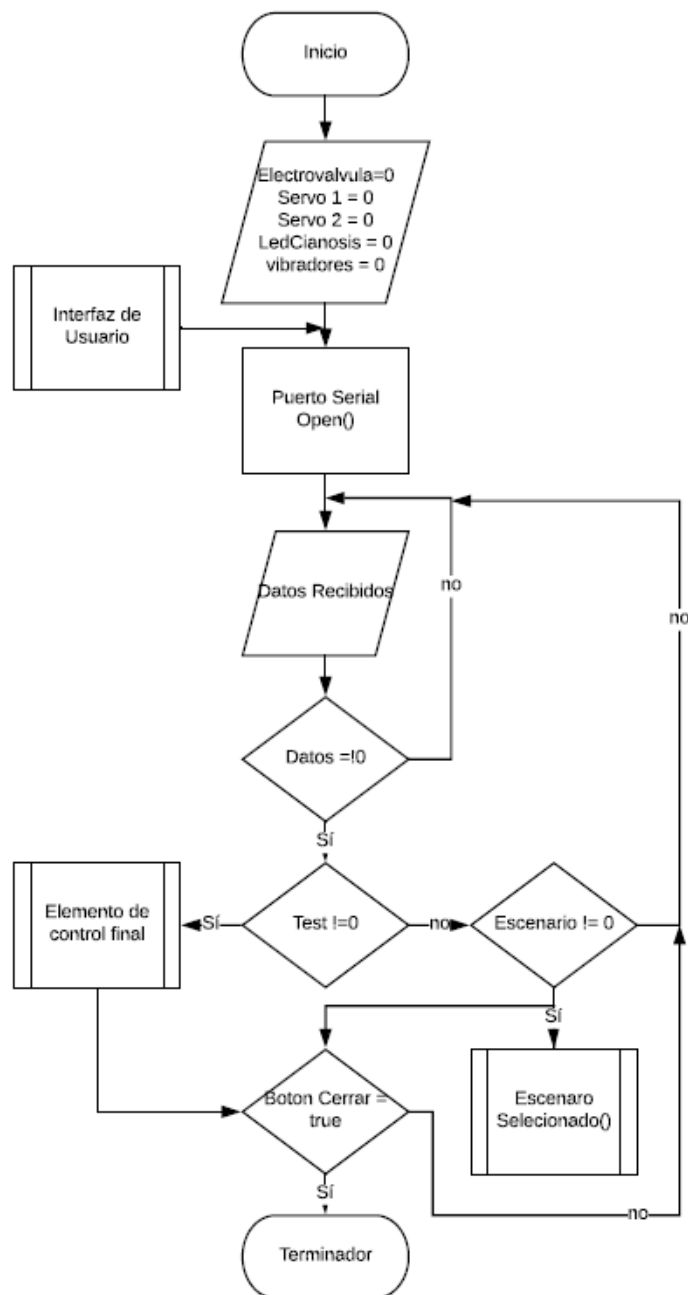


Figura 59. DFD del envío de Datos

El diagrama de flujo para el escenario de paro cardíaco se muestra en la Figura 60

2.8.2 Python & Thread.

Para que el simulador pueda interactuar con el usuario, se hace uso de distintos tipos de sensores que emiten una señal eléctrica la misma que indica el estado de cada una a la tarjeta de adquisición (Arduino nano); recibe, codifica y envía a la tarjeta de control (Raspberry Pi) mediante el puerto serial, el cual procesa la información y envía una señal a los actuadores para que realicen alguna acción respectivamente.

Esta información es procesada en el software desarrollado por el lenguaje de programación Python versión 3.4, implementando hilos informáticos gracias a la librería Thread, realiza diversos subprocesos en paralelo al programa principal. Según el sitio web: Web Development Tutorial (2017) “Un hilo es una pequeña unidad de programa que se puede programar en el sistema operativo. Por lo general, un programa se bifurca a más de una tarea paralela y se programa en el sistema operativo para la ejecución de subprocesos. Cada proceso tiene al menos un hilo, sin embargo, puede tener más de un hilo”.

2.8.3 Electrocardiograma (ECG).

Como se mencionó en capítulos anteriores, el ECG necesita la visualización de varios parámetros específicos para poder determinar el estado de un paciente, estas características en la imagen son dadas en ciertas ondas propias de la señal, entre ellas tenemos la onda P, Q, QRS, S, T y U (véase Figura 60).

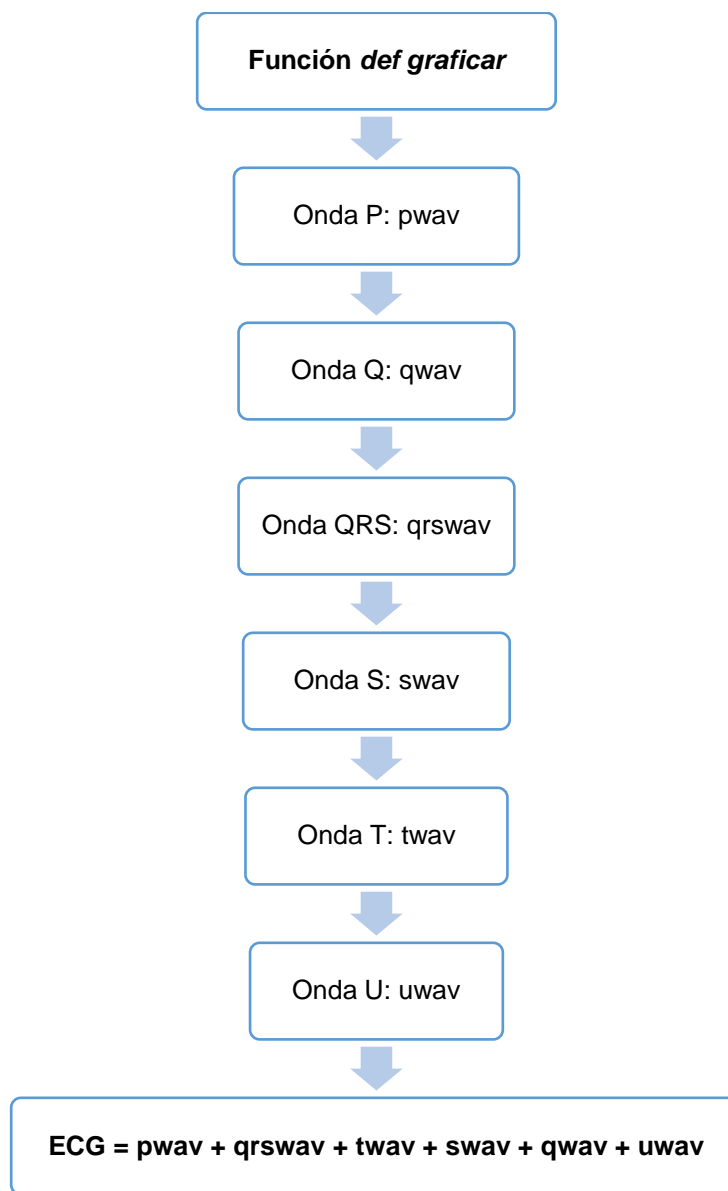


Figura 60. Diagrama de flujo ECG

Según Karthik (2013), mediante series de Fourier se obtiene el modelo matemático de las señales de ondas que forman el ECG, que es una señal periódica con frecuencia fundamental determinada por el latido del corazón y se observa en la Ecuación 4.

$$a_0 = (1/T) \int_T f(x) dx$$

Ec. 1

$$a_n = \int_T f(x) \cos(n\pi x / 1) dx \quad \text{Ec. 2}$$

$$b_n = (1/1) \int_T f(x) \sin(n\pi x / 1) dx \quad \text{Ec. 3}$$

$$f(x) = (a_0 / 2) + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\pi x / 1) + \sum_{n=1}^{\infty} b_n \sin(n\pi x / 1) \quad \text{Ec. 4}$$

Un período de la señal ECG es una mezcla de formas de ondas triangulares y sinusoidales distribuidas de la siguiente manera:

- QRS, Q y S: se representan como ondas de forma triangulares, pero con diferentes intervalos de tiempo y amplitud.
- P, T y U: se representan como ondas de formas sinusoidales cada una con sus respectivos intervalos de tiempo y amplitud (Karthik, 2013)

Teniendo en cuenta para generar las de ondas QRS, Q, S, se parte del segmento QRS como el centro y todas las modificaciones con referencia de dicho centro como se observa en la Figura 61.

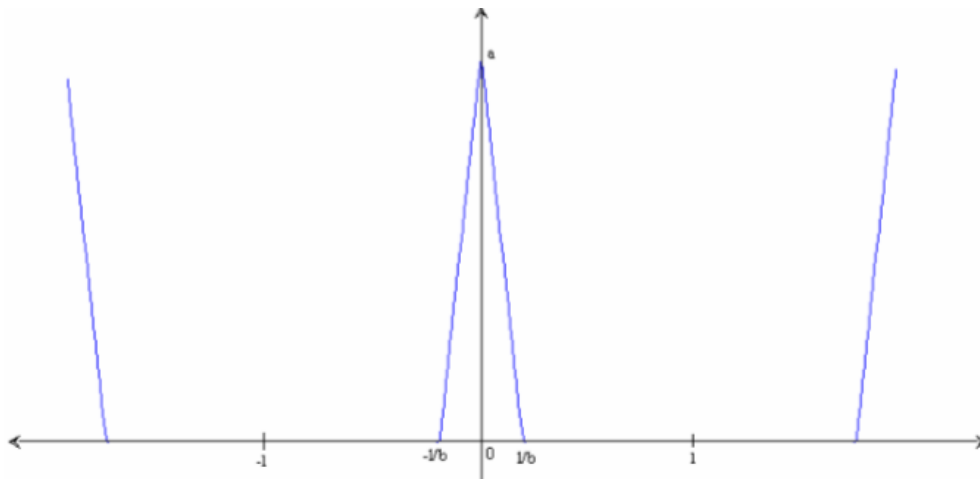


Figura 61. Ondas QRS, Q y S
Fuente: (Karthik, 2013)

Se establece una serie de ecuaciones para las ondas QRS, Q, S como se muestra a continuación y el resultado es la Ecuación 10.

$$f(x) = (-bax/1) + a \quad \text{Ec. 5}$$

$$f(x) = (bax/1) + a \quad \text{Ec. 6}$$

$$0 < x < (1/b)$$

$$(-1/b) < x < 0$$

$$a_0 = (1/1) \int_T f(x) dx \quad \text{Ec. 7}$$

$$a_0 = (a/b) * (2-b)$$

$$a_n = (1/1) \int_T f(x) \cos(n\pi x/1) dx \quad \text{Ec. 8}$$

$$a_n = (2ba/(n^2 \pi^2)) * (1 - \cos(n\pi/b))$$

$$b_n = (1/1) \int_T f(x) \sin(n\pi x/1) dx \quad \text{Ec. 9}$$

$$b_n = 0$$

$$f(x) = (a_0/2) + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\pi x/1) \quad \text{Ec. 10}$$

En la Figura 62 se encuentran las ondas P, T y U.

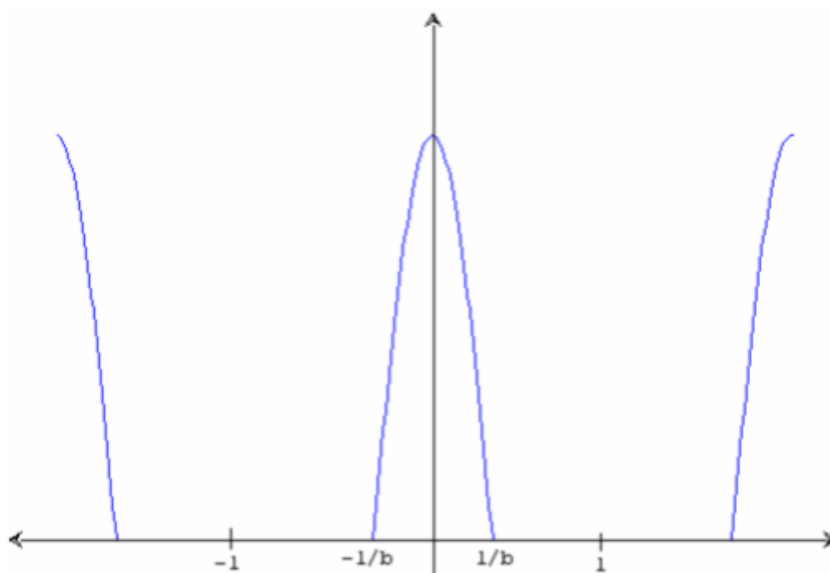


Figura 62. Ondas P, T y U

Fuente: (Karthik, 2013)

Para la obtención de la ecuación para las ondas P, T y U se utiliza una serie de ecuaciones que se indican a continuación y el resultado es la Ecuación 15.

$$f(x) = \cos((\pi bx)/(2l)) + a \quad \text{Ec. 11}$$

$$(-1/b) < x < (1/b)$$

$$a_0 = (1/l) \int_T \cos((\pi bx)/(2l)) dx \quad \text{Ec. 12}$$

$$a_0 = (a/(b))(2 - b)$$

$$a_n = (1/l) \int_T \cos((\pi bx)/(2l)) \cos(n\pi x/l) dx \quad \text{Ec. 13}$$

$$a_n = (((2ba)/(l^2 \pi^2)) * (1 - \cos(n\pi/b))) \cos((n\pi x/l))$$

$$b_n = (1/l) \int_T \cos(\pi bx)/(2l) \sin(n\pi x/l) dx \quad \text{Ec. 14}$$

$$b_n = 0$$

$$f(x) = (a_0/2) + \sum_{n=1}^{\infty} a_n \cos(n\pi x/l) \quad \text{Ec. 15}$$

CAPÍTULO III

CONSTRUCCIÓN DEL SIMULADOR ROBÓTICO NEONATAL.

Una vez seleccionados los componentes a utilizar en el capítulo anterior, en el presente capítulo se procede a implementarlos en el simulador de acuerdo a los requerimientos de cada una de las funciones que cumple; también se detalla la elaboración de las partes internas, la composición para obtener el recubrimiento de piel, la construcción del PCB y por último el ensamble total del simulador neonatal.

3.1 Rediseño del maniquí del simulador neonatal.

En base al maniquí de plástico de la Figura 27 se observó la necesidad de rediseñar el maniquí con el fin de que sea desmontable y facilite la implementación de los componentes dentro del simulador. Para ello se realizó lo siguiente:

- Cortes laterales en el torso para que permita acceder fácilmente a los componentes internos como se observa en la Figura 63.



Figura 63. Cortes en el torso

- Corte en la mitad de la cabeza que brinde mayor espacio para implementar otros componentes (véase Figura 64).



Figura 64. Corte en la cabeza

- En la Figura 65 se visualiza un pequeño corte en la región del pecho que permitió simular la elevación del pecho.



Figura 65. Corte en el pecho

3.2 Elaboración de las partes internas.

Como se mencionó en el capítulo anterior, existen partes internas que se realizaron en material sólido entre las cuales se encuentran: cartílago cricoides, cartílago tiroides y los bronquios; mientras que en material flexible se tiene: lengua y tráquea y la caja torácica. A continuación, se describe la elaboración de las partes internas del simulador neonatal.

3.2.1 Partes internas y moldes por impresión 3D.

Las partes internas de material sólido y los moldes para las piezas de material flexible se realizaron en impresión 3D. En la Figura 66 a) y b) se observan los cartílagos cricoides

y tiroides impresos en 3D, mientras que en la Figura 67 a) y b) y 68 se observan los moldes impresos en 3D para la elaboración de la lengua, tráquea y caja torácica, respectivamente.



Figura 66. a) Cartílago cricoides, b) Cartílago tiroides



Figura 67. a) Moldes de la lengua, b) Moldes de la tráquea



Figura 68. Moldes de la caja torácica

3.2.2 Método de vaciado con silicona fría.

Entre las opciones de materiales flexibles para las partes internas se encontró los siguientes: impresión 3D en material flexible y silicona fría, se escogió la silicona fría

debido a sus altas propiedades de flexibilidad, resistencia, bajo costo de construcción y amplia disponibilidad en el mercado.

La mezcla para el llenado de los moldes se realizó a una proporción de 5 partes de silicona líquida transparente y 2 del color que se quiso dar a la parte interna; juntas se homogenizaron hasta obtener una masa uniforme; posteriormente, se procedió a llenar los moldes con la mezcla y con ayuda de tornillos se comprimió al máximo para que las partes de los moldes se unan, después se dejó secar por un día y al abrir los moldes se obtienen los resultados de la Figura 69 a), b) y c).



Figura 69. a) Lengua, b) Tráquea y c) Caja torácica en material flexible

3.3 Elaboración de la mezcla para el recubrimiento de piel.

El recubrimiento de piel del simulador neonatal se realizó con el látex que se utiliza en las máscaras de disfraces realistas porque cumple con los requerimientos necesarios para el simulador como son:

- Una contextura parecida a la piel artificial con un costo accesible.
- Permitted moldear los rasgos físicos con el fin de brindar una apariencia lo más real posible al de un paciente neonato.

- Una alta resistencia porque va a estar expuesta a una constante manipulación.

Se realizó diferentes pruebas de mezclas con látex y en ocasiones solo látex para así obtener un recubrimiento adecuado para el simulador, el procedimiento de aplicación de las capas de la mezcla se realiza con dos pinceles uno mediadamente grueso para las partes grandes y uno pequeño para los detalles; en la Tabla 10 se detallan las pruebas realizadas.

Tabla 10

Pruebas con látex para la piel del simulador

Prueba #	Proporciones	Resultados
1	Sólo látex: se realiza pruebas de 3, 5, 8 y hasta 10 capas de látex puro pero no tuvo buena resistencia, se rompe con facilidad y su textura es flácida.	
2	Látex con spray: se da 10 capas de látex y tenemos los mismos resultados que la prueba 1, pero para darle color a la piel se pasa una capa de spray pero se descascara.	
3	Látex con pintura acrílica color piel: se mezcla con una proporción de 4 partes a 1 respectivamente, se da 20 capas de látex puro y 5 de látex con pintura, el resultado es que se forma unos pequeños grumos y el color no es uniforme.	
4	Látex con pintura con la misma proporción de la prueba 3: se realiza 18 capas de esta mezcla, pero el resultado no es bueno se forman demasiados grumos en la piel y los detalles de los dedos se pierden.	

Continúa 

-
- 5 Látex con pintura con la proporción de la prueba 3: se da 15 capas de la mezcla, distribuyendo rápidamente para que no se formen tantos grumos como en las anteriores, el color se distribuye uniformemente, tiene una buena textura y resistencia.
-



En base a las pruebas realizadas y observando los resultados que se obtiene en la Tabla 10, se escogió la prueba 5 como el procedimiento adecuado para el recubrimiento de piel del simulador robótico neonatal, porque brinda una mezcla de color homogéneo, sin tantos grumos, además de una alta resistencia ante la manipulación constante.

Se llegó a la conclusión que la composición óptima es de 4:1 partes de látex y pintura acrílica color piel, respectivamente. Se procedió a realizar 15 capas de esta mezcla en las extremidades superiores e inferiores, el torso y la cabeza para que el simulador quede completamente cubierto. Una vez seco el látex se realizó cortes en la piel de la cabeza y el torso para que sean de fácil manipulación; posteriormente, se unieron los cortes con velcro como se observa en la Figura 70.



Figura 70. Piel artificial-velcro

3.4 Construcción del PCB.

La construcción de las placas de circuito impreso se realizó con el método de planchado, se obtuvo el circuito diseñado en el capítulo anterior, y se disolvió en ácido férrico, para posteriormente proceder a soldar los componentes electrónicos en las placas de envío y recepción de datos como se muestra en la Figura 71.

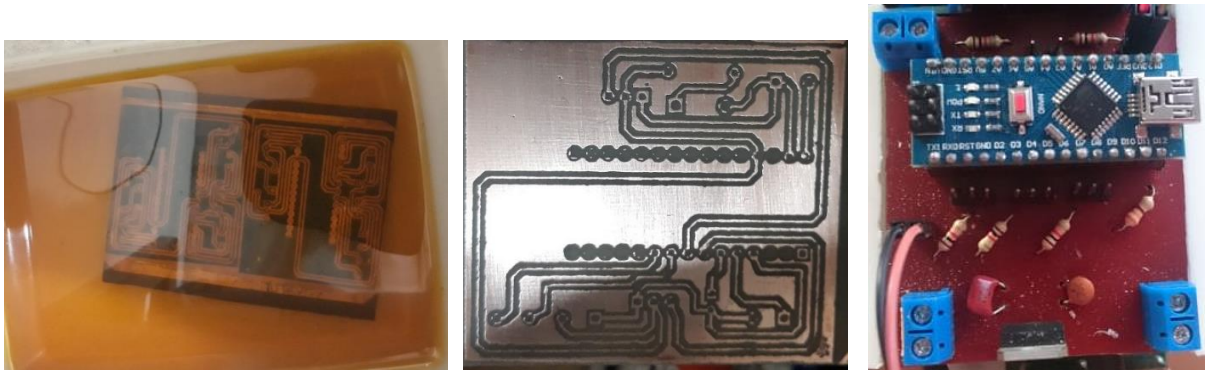


Figura 71. Construcción del PCB

3.5 Ensamble de los componentes en el simulador.

Para el ensamble total del simulador neonatal se realizaron varios subensambles de las estructuras diseñadas en el apartado 2.6.

3.5.1 Subensamble estructura servomotores.

En la primera estructura fue diseñada para el movimiento de las extremidades superiores del simulador. Se utilizaron dos servomotores dispuestos uno en cada brazo, se imprimió un acople para el extremo interno del brazo con el fin que se adapte al acople plástico del servomotor y de esta manera permitir el movimiento de las extremidades (véase Figura 72).



Figura 72. Subensamble servomotores-brazos

3.5.2 Subensamble estructura tarjetas electrónicas.

La segunda estructura fue diseñada para contener las tarjetas electrónicas como el convertidor de voltaje, la tarjeta de control (Raspberry Pi3), la placa de recepción y envío de datos; que se dispusieron en la parte interior del torso del maniquí, como se observa en la Figura 73.

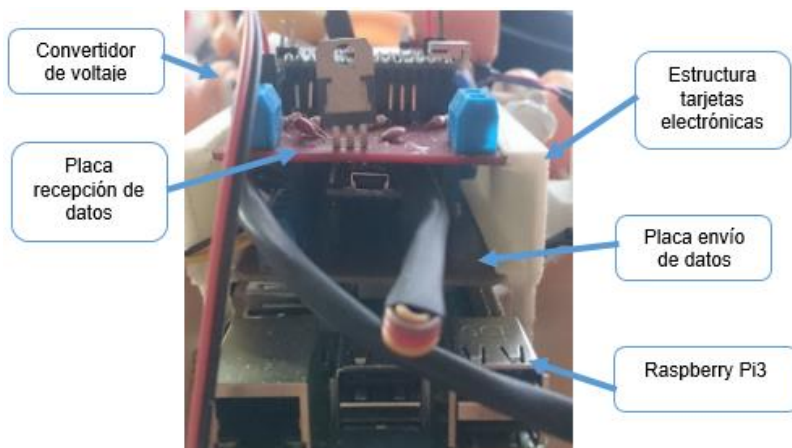


Figura 73. Subensamble estructura parte electrónica

3.5.3 Subensamble estructura RCP-pulmones.

En la tercera estructura se ensambló el sensor de fuerza para las compresiones, un actuador final de silicona fría situado encima del sensor, dos bolsas de látex que simulan

los pulmones que fueron colocados en las partes laterales de la estructura, como se muestra en la Figura 74.

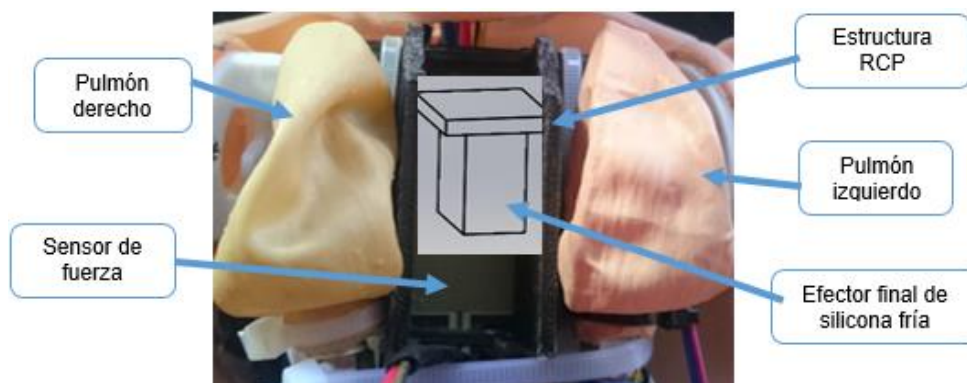


Figura 74. Subensamble estructura RCP-pulmones

3.5.4 Subensamble partes internas.

En este apartado se realizó el ensamble de las partes internas del simulador neonatal donde intervinieron los siguientes elementos: lengua, cartílago cricoides, cartílago tiroides, tráquea, final de carrera, paladar, acople para sostener el paladar (véase Figura 75).

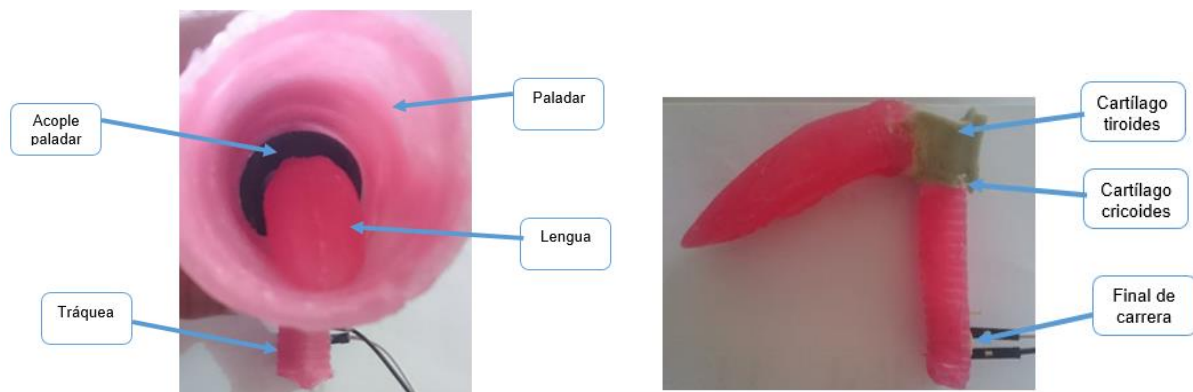


Figura 75. Subensamble partes internas

3.5.5 Subensamble de la electroválvula y parlante.

La electroválvula, relé y parlante, con sus respectivos casos se ensamblaron en la cabeza; tres auriculares se colocaron dos en los puntos de auscultación (dos) en el torso

y uno encima de la estructura de las tarjetas electrónicas para la emisión de sonidos del corazón, como se muestra en la Figura 76.

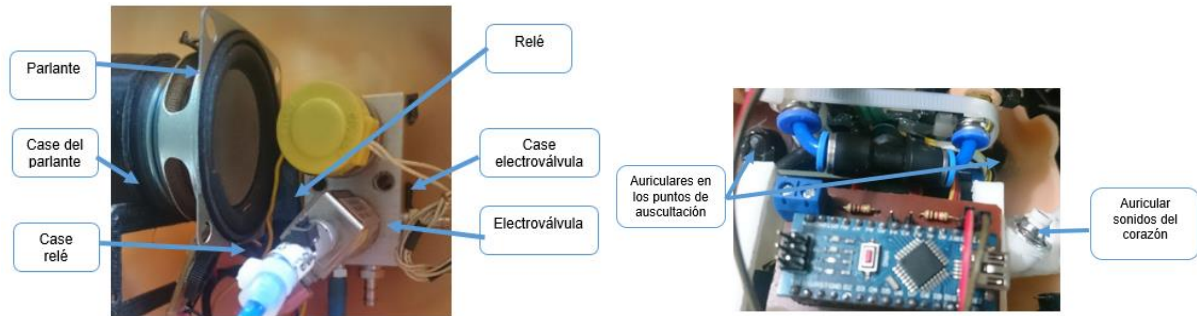


Figura 76. Subensamble electroválvula y parlante

3.5.6 Subensamble motores vibradores.

La Figura 77 muestra la implementación de los motores vibradores en los diferentes puntos de toma de pulso en la extremidad superior e inferior izquierda, para así simular los pulsos palpables en el simulador.



Figura 77. Subensamble motores vibradores

3.5.7 Subensamble de cianosis.

Para la simulación del estado de cianosis se colocó un led azul dentro de una tira de silicona fría para conseguir una distribución uniforme de la luz, y posteriormente se colocó en la parte superior de la boca del simulador como se observa en la Figura 78.



Figura 78. *Subensamble de cianosis*

3.6 Implementación de la piel artificial en el simulador neonatal.

Con todos los subensambles listos se procedió a realizar el ensamble total del simulador neonatal procurando que todos los componentes encajen de la mejor manera manteniéndolos fijos para que no interfieran con ninguna función (véase la Figura 79).

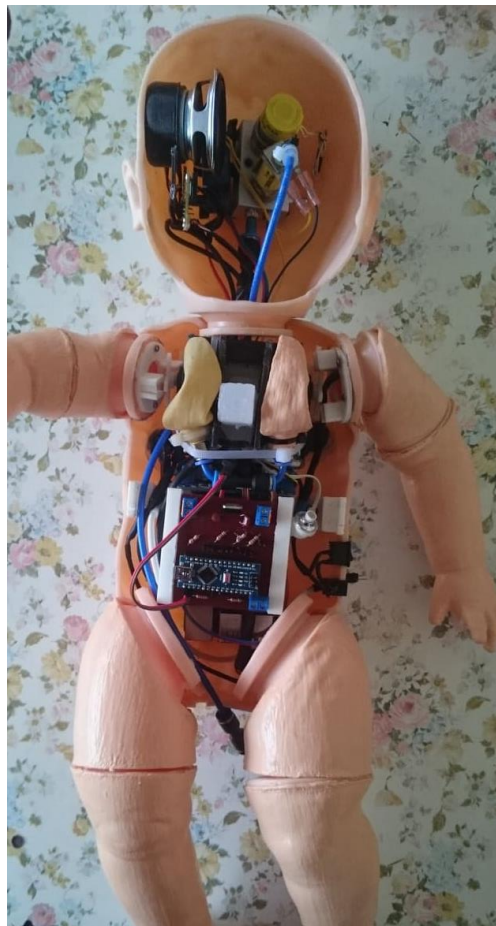


Figura 79. *Ensamble total vista interna*

Una vez ensamblado el simulador en su totalidad se procedió a recubrir cada una de sus partes con la piel artificial elaborada en el apartado 3.3, obteniendo como resultado final la Figura 80.



Figura 80. Recubrimiento de piel artificial

3.7 Programación de los sistemas de control del simulador robótico neonatal.

En este apartado se describe el desarrollo del código de programación tanto en Arduino para las tarjetas de envío y recepción de datos; y el diseño en Qt Designer para el desarrollo de la interfaz y la programación para la tarjeta de control (Raspberry Pi3).

3.7.1 Arduino IDE.

a. Tarjeta de recepción de datos (Arduino nano 1).

La programación para cada uno de las tarjetas de control se lo realizó en el IDE de Arduino. El siguiente código corresponde a la adquisición de datos de los sensores, en

las siguientes líneas se determina el modo de operación de los pines utilizados, así como la velocidad de baudrate que será de 115200 bps, tanto en la tarjeta que envía como la tarjeta que recibe dicha información.

```

1. void setup() {
2. //Definimos S/E de los pines*****
3. pinMode(fc1, INPUT);
4. pinMode(fc2, INPUT);
5. pinMode(fc3, INPUT);
6. pinMode(in1, OUTPUT);
7. pinMode(in2, OUTPUT);
8. pinMode(ledPin, OUTPUT); // declare LED as output
9. Serial.begin(115200);
10. servo1.attach(4);
11. servo2.attach(5);
12. // initialize serial communications at 115200 bps:*****
13. Serial.begin(115200);
14.}

```

La función voidLecturaSensores() realizó la toma de datos de los diversos sensores en cada variable correspondiente, una vez obtenido el dato se guardó en un dato entero “int” y fue convertido a un “string” para ser enviado por el puerto serial, seguido de un delay de 2 ms el cual realizó una pausa para que tome el dato correcto y conseguir una lectura óptima debido a su velocidad de adquisición.

```

15.//*****FUNCIONES*****
16.void LecturaSensores()
17.{
18. // read the analog in value:
19. sensorValue0 = analogRead(analogInPin0);
20. sensorValue1 = analogRead(analogInPin1);
21. outputValue = map(sensorValue0, 0, 1023, 0, 255);
22. analogWrite(analogOutPin, outputValue);
23. sensorFC1 = digitalRead(fc1);
24. sensorFC2 = digitalRead(fc2);
25. sensorFC3 = digitalRead(fc3);
26. Serial.println("{\"x\":\"" + (String)sensorValue0 +
27.                "\",\"y\":\"" + (String)outputValue +
28.                "\",\"z\":\"" + (String)sensorValue1 +
29.                "\",\"u\":\"" + (String)sensorFC1 +
30.                "\",\"v\":\"" + (String)sensorFC2 +
31.                "\",\"w\":\"" + (String)sensorFC3 +"}");
32. delay(2);
33.}

```

```

34.
35. void loop() {
36.  LecturaSensores();
37.  delay(100);
38.}
44. void setup ( ) {
45.  // Definimos S / E de los pines *****
46.  // pinMode (vibra, OUTPUT);
47.  // pinMode (cian, OUTPUT);
48.  pinMode ( in1 , OUTPUT ) ;
49.  pinMode ( in2 , OUTPUT ) ;
50.  pinMode ( ledPin , OUTPUT ) ;          // declara el LED como salida
51.  // pinMode (analogOutPin, OUTPUT);
52.  Serial . comenzar ( 115200 ) ;
53.  servo1 . adjuntar ( 4 ) ;
54.  servo2 . adjuntar ( 5 ) ;
55.  // inicializa las comunicaciones en serie a 115200 bps: *****
56.  Serial . comenzar ( 115200 ) ;
57.}

```

Para que el control de envío y recepción de datos sea el correcto, ambas tarjetas fueron programadas con la misma configuración de comunicación, de tal manera se sincroniza el envío y recepción de datos a la misma velocidad, para no tener problemas de comunicación.

b. Tarjeta de envío de datos (Arduino nano 2).

La tarjeta de control dos fue la encargada de interpretar los datos enviados desde Python por el usuario para realizar alguna acción, el puerto del Arduino se establece en modo escucha constantemente, esperando leer alguna información correspondiente, conectando las señales con sus respectivos slots, para poder realizar alguna acción determinada.

En la función void setup() se configuró el modo de operación de cada pin utilizado en la tarjeta de actuadores, junto a la configuración de comunicación para realizar una correcta conexión e interpretación de datos.

```

20. void setup() {
21.  //Definimos S/E de los pines*****
22.  //pinMode(vibra, OUTPUT);

```

```

23. //pinMode(cian, OUTPUT);
24. pinMode(in1, OUTPUT);
25. pinMode(in2, OUTPUT);
26. pinMode(ledPin, OUTPUT); // declare LED as output
27. //pinMode(analogOutPin, OUTPUT);
28. Serial.begin(115200);
29. servo1.attach(4);
30. servo2.attach(5);
31. // initialize serial communications at 115200 bps:*****
32. Serial.begin(115200);
33.}

```

La función principal void loop(), fue la encargada de llamar constantemente la función void Actuadores() con un respectivo retardo delay() de 1ms para evitar datos erróneos por la velocidad de comunicación.

La función void Actuadores() fue la encargada de preguntar constantemente por el estado del puerto serial: cuando fue mayor a 0 almacenó el dato en la variable “msg” la que leyó el puerto mediante el comando *Serial.read()* el dato enviado desde Python hacia el Arduino en forma codificada, para realizar la comparación directo en Arduino debido que este entiende protocolo ASCII.

```

83. void Actuadores()
84. {
85.   // Mientras se recibe data es asignado amsg
86.   while (Serial.available()>0){
87.     msg=Serial.read();
88.   }
89.   // LED on/off si recibe 'Y'/'N' desde el puerto serial
90.   if (msg=='Y') {
91.     LedEncender();
92.     delay(1);
93.     msg=' ';
94.   } else if (msg=='N') {
95.     LedApagar();
96.     delay(1);
97.     msg=' ';
98.   } else if (msg=='M') {
99.     Movimiento();
100.    delay(1);
101.    Movimiento();
102.    delay(1);
103.    msg=' ';
104.   } else if (msg=='P') {
105.     Pulsos();

```

```

106.     delay(1);
107.     Pulsos();
108.     delay(1);
109.     msg=' ';
110. } else if (msg=='R') {
111.     Respiracion();
112.     delay(1);
113.     Respiracion();
114.     msg=' ';
115. }
116.}
117.//*****
118.void loop() {
119.  Actuadores();
120.  delay(1);
121.}

```

El dato almacenado en la variable msg es evaluado constantemente por una cadena *if* la cual es la encargada de realizar las debidas comparaciones y enviarla a la función correspondiente, por ejemplo, si el usuario presionó una tecla en la interfaz esta envió un carácter predeterminado como la letra “M”, interpretada por el Arduino nano 2 y envía a la función de Movimiento() que permite la función del movimiento del simulador con el código previamente cargado.

3.7.2 Diseño en Qt Designer de la Interfaz.

a. Desarrollo gráfico de la recepción de datos.

Para el diseño de la interfaz se necesitó las herramientas grafica de PyQt, en la Figura 81 se observa el diseño de la interfaz para la recepción de datos de los distintos sensores del simulador, estos fueron evidenciados numéricamente en cada Widget de Display por cada variable receptada de la tarjeta de control 1. El sensor de fuerza es visible numérica y gráficamente con el widget ProgressBar, para determinar si la fuerza aplicada durante el RCP en el paciente neonato fue la correcta. Los PushBotton de Iniciar, Parar y Reiniciar serán conectados con su respectivo evento en el programa, permitiendo el inicio de la

recepción de datos, una pausa en el proceso, o reiniciar los valores de los sensores, respectivamente.



Figura 81. Diseño gráfico de recepción de datos

b. Desarrollo gráfico del envío de datos.

La ventana consta de dos botones llamados “PRESENTACIÓN” y “ESCENARIO MÉDICO” direccionando a cuadros de diálogos diferentes por cada acción, seguido de una sección de test de los elementos del simulador, que consta de diversos botones los cuales permiten al usuario probar cada función de forma individual.

El botón led indica la salida digital que simula la cianosis, el botón “Pulsos”, emite una señal de encendido y apagado durante un intervalo de tiempo, mismo que llega a los motores vibradores para emular los pulsos cardíacos a diferentes frecuencias, el botón “Movimiento” emite una señal de PWM que ayuda a realizar los movimientos de ambos

brazos que están conectados a los dos servomotores, seguido del botón “Respiración” cuyas las salidas digitales están conectados al relé y la electroválvula permitiendo el paso de aire hacia los pulmones, estos a su vez se inflan con una frecuencia controlada por tiempos en la tarjeta de envío de datos, al elevarse los pulmones emula el movimiento de la caja torácica, y como última función se observa dos botones “Sonido1” y “Sonido2” los cuales emiten un sonido preestablecido con posterioridad en formato mp3.

Finalmente, se observa una sección nombrada “DIAGRAMA ECG”, consta de 4 widgets que permite variar el tiempo de la frecuencia en el electrocardiograma y un *lineEdit* para colocar una frecuencia mediante teclado.



Figura 82. Diseño gráfico del envío de datos

Se utilizó la herramienta QDialog, muestra cuadros de diálogos adicionales a la ventana principal, el primero para la presentación del proyecto como se observa en la

Figura 83; y un segundo cuadro para ingresar a los escenarios clínicos programados que presenta opciones para crear escenarios clínicos como se muestra en la Figura 84.



Figura 83. Cuadro de dialogo presentación



Figura 84. Escenarios

3.7.3 Desarrollo del Software del Simulador Neonato

A medida que se desarrolló el programa, se observó una serie de inconvenientes que se presentaron, por ejemplo: conseguir una interfaz activa mientras existían bucles infinitos que interrumpían la ejecución de la aplicación resultaba muy complicado, investigando más acerca del problema se encontró el uso de la librería Thread, misma que permitió mantener una interfaz activa en un hilo y visualizar, mientras otros hilos ejecutan bucles de recepción y envío de datos. Para conectar la placa Arduino a la tarjeta de controladora (Raspberry Pi3) se instaló la librería Pyserial y se configuró los parámetros de comunicación como se observa en el siguiente código:

```
self.arduino = serial.Serial('COM4', baudrate=115200, timeout=1.0, writeTimeout=0)
```

El primer parámetro corresponde al puerto donde se encuentra ubicado la tarjeta, para este proyecto es el 'COM4'; el segundo parámetro corresponde a la velocidad de comunicación de las tarjetas conectadas con una velocidad de 115200 bps, como tercer parámetro se configuró un tiempo de conexión que no deberá exceder más de un segundo; y, por último, el tiempo de salida a escribir que fue de 0.

El pseudocódigo principal "main.py" consiste de 3 hilos: interfaz gráfica "ui.py", adquisición de datos "fake_mod.py" y envío de datos "fake_mod2.py" más adelante se explicará con detalle las funciones de cada uno, El main.py se importó la librería PySide para importar los widgets de Qt que permite la visualización de la interfaz del simulador, posteriormente se importó los componentes de ui.py donde se encuentran todos los widget necesarios para la correcta visualización de los datos recibidos y enviados en el sistema.

Programa principal main.py

```

1. #!/usr/bin/env python3
2. # coding: utf-8
3.
4. from PySide.QtGui import QApplication
5. import ui
6.
7. app = QApplication([])
8. app.setApplicationName("Simulador Neonatal")
9.
10. interfaz = ui.Ui()
11. interfaz.show()
12. app.exec_()

```

Dentro del programa ui.py se importó los recursos de fake_mod.py y fake_mod2.py, para poder hacer uso de sus variables y los valores que estas almacenan, en la clase llamada *QFake()* derivada de *QObject* se realizó la recepción de los datos, mientras el bucle *While*, el cual recibió los datos leídos en el Arduino 1, los datos son receptado desde la tarjeta de recepción de datos en formato *Json*, y es interpretada gracias a la librería *simplejson* en Python.

El siguiente código muestra la toma de datos receptados desde la tarjeta de recepción de datos, los datos que llegaron en (*jsonObject["x"]*) fueron guardados en una variable de instancia para luego ser mostrada por consola.

```
class Fake(object):
```

```

def __init__(self):
    #Variables de Instancia
    self.counter = 0
    self.counter2 = 0
    self.counter3 = 0
    self.counter4 = 0
    self.counter5 = 0
    self.counter6 = 0

```

```

self.stopped = False
self.stadoled01 = 0

#Método de Instancia-----
def stop(self):
    self.stopped = True

def restart(self):
    self.stopped = False
    self.counter = 0
    self.counter2 = 0
    self.counter3 = 0
    self.counter4 = 0
    self.counter5 = 0
    self.counter6 = 0

#-----Adquisicion de Datos en formato Json-----
def run(self):
    while not self.stopped:
        jsonResult = arduino.readline()
        try:
            jsonObject = simplejson.loads(jsonResult)
            self.counter = (jsonObject["x"])
            self.counter2 = (jsonObject["y"])
            self.counter3 = (jsonObject["z"])
            self.counter4 = (jsonObject["u"])
            self.counter5 = (jsonObject["v"])
            self.counter6 = (jsonObject["w"])
            time.sleep(0.01)
            print(signal)
        except Exception:
            pass
        print(self.counter)
        print(self.counter2)
        print(self.counter3)
        print(self.counter4)
        print(self.counter5)
        print(self.counter6)

```

Mientras que en el código fake_mod recibió dichos datos y guardó el resultado en uno de sus atributos. Cuando el método Fake.run fue llamado, un bucle while se inició dentro

del cual se realizó una lectura de los datos cada 1ms de intervalo de tiempo, por medio de la librería QTimer.

Se introdujo una clase derivada de QObject, debido a que los únicos objetos que se pueden mover dentro de un QThread deben ser derivados de QObject, dicha clase fue llamada QFake. Dentro de esa clase de instancia la clase Fake y se crearon métodos que llaman a su vez a los métodos del objeto instanciado.

“Como no existe manera de saber cuándo es actualizado el valor del atributo Fake.count y notificar al programa principal de ello, se usó de un temporizador con QTimer que al llegar a 0 en un intervalo de 500 llama a un método dentro de la clase QFake para hacer la actualización respectiva en la interfaz gráfica”. (Navarro, 2014)

Para visualizar los datos en la interfaz de usuario, el programa utilizó la librería QTimer, permitiendo cada cierto tiempo actualizar los datos leídos en un determinado tiempo, estos se visualizaron mediante una clase de instancia como se muestra en el siguiente código:

```
def on_my_timer_timeout(self):
    """ actualizamos el LCD con la cuenta de la instancia de Fake.
    """
    self.lcdNumeros.display(self.fake.getCount())
    self.lcdNumeros2.display(self.fake.getCount2())
    self.lcdNumeros3.display(self.fake.getCount3())
    self.lcdNumeros4.display(self.fake.getCount4())
    self.lcdNumeros5.display(self.fake.getCount5())
    self.lcdNumeros6.display(self.fake.getCount6())
    self.progressBarFuerza.setValue(self.fake.getCount())

    self.valor1 = int(self.fake.getCount())
    self.valor2 = int(self.fake.getCount2())
    self.valor3 = int(self.fake.getCount3())
    self.valor4 = int(self.fake.getCount4())
    self.valor5 = int(self.fake.getCount5())
```

```
self.valor6 = int(self.fake.getCount6())
```

Los valores fueron visualizados como una variable string en la interfaz, dentro de cada widget de display, después convertidos a enteros y almacenados en una nueva variable, que ayudaron a realizar los cálculos lógicos o matemáticos requeridos, por ejemplo: para determinar los rangos de presión ejercida en el tórax al momento de realizar la maniobra de RCP, almacenó el dato entero en la variable “valor1”, para después ser comparado con una secuencia de *elif* como se muestra en el siguiente código:

```
if self.valor1 > 400 and self.valor1 < 500:
    self.labelBienvenido.setStyleSheet("background-color: #999; color: rgb(0, 255, 0);")
    self.labelBienvenido.setText("CORRECTO")
    self.labelBienvenido.resize(200, 30)
    #self.time.sleep(1)
    self.contador += 1
    #self.labelPosicion(str(self.contador))
    print(str(self.contador))
elif self.valor1 > 500:
    self.labelBienvenido.setStyleSheet("background-color: #999; color: rgb(255, 0, 0);")
    self.labelBienvenido.setText("FUERTE")
else:
    self.labelBienvenido.setStyleSheet("background-color: #999; color: rgb(0, 0, 255);")
    self.labelBienvenido.setText("DEBIL")
```

De esta manera el software de control del simulador permite un control constante de cada una de sus funciones y una visualización en tiempo real del cambio de estado de cada variable con el fin de realizar alguna una acción.

3.7.4 Diseño de la gráfica ECG en Python.

La grafica de ECG se diseñó para que su geometría fuese lo más idéntica que la de un neonato real, como se observa en la Figura 85. Una serie de ecuaciones matemáticas explicadas en el apartado 2.8.3 fueron necesarias para determinar su función, con la

ayuda de la librería numpy que permitió la resolución de las ecuaciones matemáticas, así como de la herramienta graphicsView de PyQt, que permitió visualizar la gráfica del ECG mientras se mueve en un determinado intervalo de tiempo, en la Figura 86 se muestra la elaboración de la gráfica en Qt Designer y la configuración del widget GraphicsView.

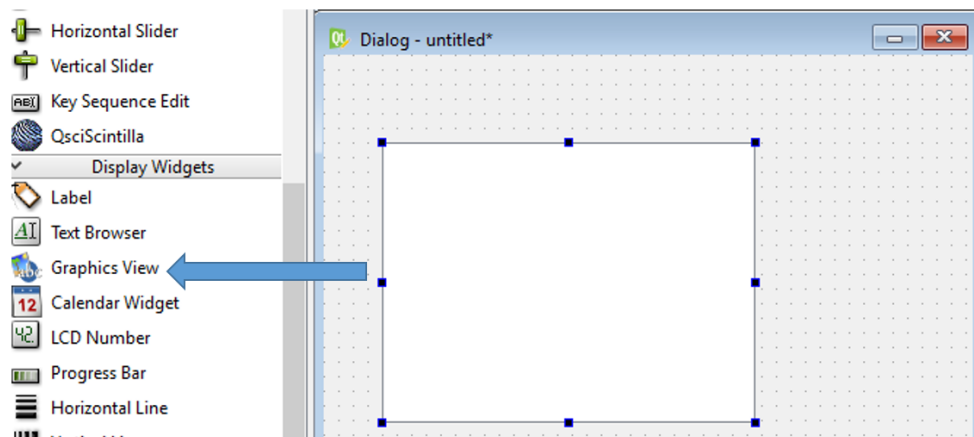


Figura 85. Desarrollo del ECG en Qt Designer

Se configuró el widget GraphicsView de tal manera que al ingresar la función polinomial total sea capaz de graficarla como una imagen continua con una variación de tiempo obtenida por QTimer, la configuración se realizó como se observa en la Figura 86.

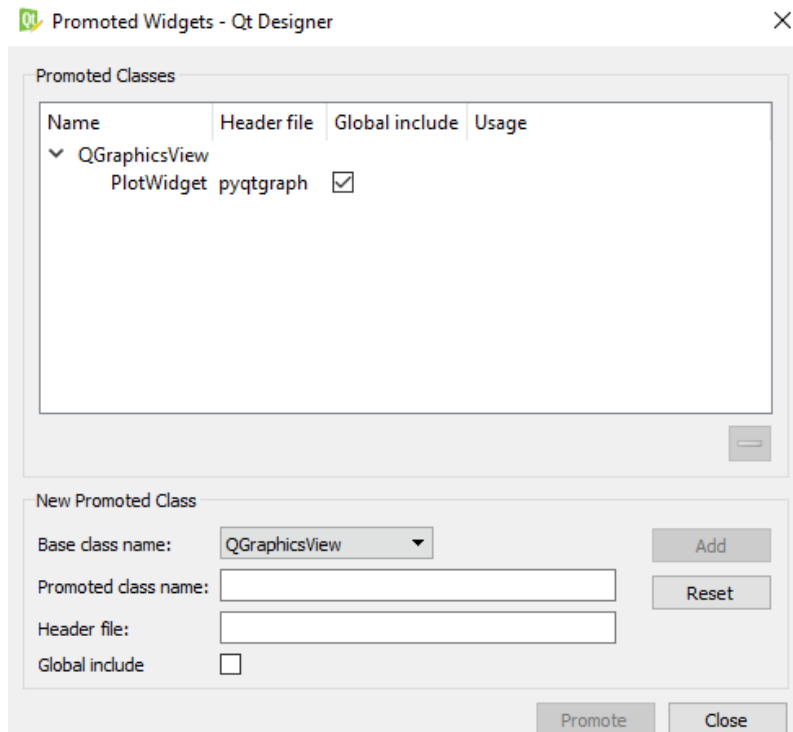


Figura 86. Configuración de la herramienta QGraphicsView

Una vez que se obtuvieron las ecuaciones antes mencionadas se transformó a lenguaje Python para poder graficarla y visualizarla; empleando la función *def graficar* encargada de realizar el cálculo matemático para cada onda. Las constantes fijas que se utilizaron en todas las ecuaciones fueron guardadas en su respectiva variable que para ser utilizada más adelante en un lazo *for*, el cual entra a trazar la ecuación, mismo que se guarda en una variable independiente como se muestra en las siguientes líneas de código:

Onda P

Onda P

`a_pwav = 0.25`

`d_pwav = 0.09`

`t_pwav = 0.16`

`l = li;`

`a = a_pwav;`

```

x = xg + t_pwav;
b = (2 * l) / d_pwav;
p1 = 1 / l;
p2 = 0;
for i in range(1, self.n, 1):
    harm1 = (((np.sin((np.pi / (2 * b)) * (b - (2 * i)))) / (b - (2 * i))) + (
        np.sin((np.pi / (2 * b)) * (b + (2 * i)))) / (b + (2 * i))) * (2 / np.pi)) * np.cos(
        (i * np.pi * x) / l);
    p2 = p2 + harm1;
pwav1 = p1 + p2;
pwav = a * pwav1;

```

Onda Q

Onda Q

```

a_qwav = 0.025;
d_qwav = 0.066;
t_qwav = 0.166;

l = li;
x = xg + t_qwav;
a = a_qwav;
b = (2 * l) / d_qwav;
q1 = (a / (2 * b)) * (2 - b);
q2 = 0;
for i in range(1, self.n, 1):
    harm5 = (((2 * b * a) / (i * i * np.pi * np.pi)) * (1 - np.cos((i * np.pi) / b))) * np.cos(
        (i * np.pi * x) / l);
    q2 = q2 + harm5;

qwav = -1 * (q1 + q2);

```

Onda QRS

Onda QRS

```

a_qrswav = 1.6;
d_qrswav = 0.11;

x = xg
l = li;
a = a_qrswav;
b = (2 * l) / d_qrswav;

```

```

qrs1 = (a / (2 * b)) * (2 - b);
qrs2 = 0;
for i in range(1, self.n, 1):
    harm = (((2 * b * a) / (i * i * np.pi * np.pi)) * (1 - np.cos((i * np.pi) / b))) * np.cos(
        (i * np.pi * x) / l);
    qrs2 = qrs2 + harm;

qrswav = qrs1 + qrs2;

```

Onda S

Onda S

```

a_swav = 0.25;
d_swav = 0.066;
t_swav = 0.09;

l = li;
x = xg - t_swav;
a = a_swav;
b = (2 * l) / d_swav;
s1 = (a / (2 * b)) * (2 - b)
s2 = 0;

for i in range(1, self.n, 1):
    harm3 = (((2.0 * b * a) / (i * i * np.pi * np.pi)) * (1.0 - np.cos((i * np.pi) / b))) * np.cos(
        (i * np.pi * x) / l)
    s2 = s2 + harm3

swav = -1 * (s1 + s2)

```

Onda T

Onda t

```

a_twav = 0.35;
d_twav = 0.142;
t_twav = 0.2;

l = li;
a = a_twav;
x = xg - t_twav - 0.045;
b = (2 * l) / d_twav;
t1 = 1 / l;

```



```

t2 = 0;
for i in range(1, self.n, 1):
    harm2 = (((np.sin((np.pi / (2 * b)) * (b - (2 * i)))) / (b - (2 * i)) + (
        np.sin((np.pi / (2 * b)) * (b + (2 * i)))) / (b + (2 * i))) * (2 / np.pi)) * np.cos(
        (i * np.pi * x) / l);
    t2 = t2 + harm2;

twav1 = t1 + t2;
twav = a * twav1;

```

Onda U

Onda U

```

a_uwav = 0.035;
d_uwav = 0.0476
t_uwav = 0.433

l = li
a = a_uwav
x = xg - t_uwav
b = (2 * l) / d_uwav
u1 = 1 / l
u2 = 0
for i in range(1, self.n, 1):
    harm4 = (((np.sin((np.pi / (2 * b)) * (b - (2 * i)))) / (b - (2 * i)) + (
        np.sin((np.pi / (2 * b)) * (b + (2 * i)))) / (b + (2 * i))) * (2 / np.pi)) * np.cos(
        (i * np.pi * x) / l);
    u2 = u2 + harm4

uwav1 = u1 + u2
uwav = a * uwav1

```

Obteniendo todas las ondas correspondientes para el diagrama ECG, en el siguiente código se procedió a unir todas las ondas y almacenarla en una sola variable total de la ecuación “tot”, para ser visualizada en la interfaz diseñada que se irá actualizando de acuerdo al tiempo que contenga QTimer(), como se muestra en el siguiente código:

```

self.tim = QTimer()
if self.det == 0:

```

```
tot = pwav + qrswav + twav + swav + qwav + uwav  
self.tim.timeout.connect(self.graficar)  
self.tim.start(1)  
self.graphicsView.plot(xg, tot, pen='g', clear=True)
```

En la Figura 87 se observa el resultado final de la gráfica ECG elaborada en Python, con el fin de ayudar al usuario a contar con una mejor captación del estado del simulador ya que reaccionará dependiendo del escenario preestablecido.

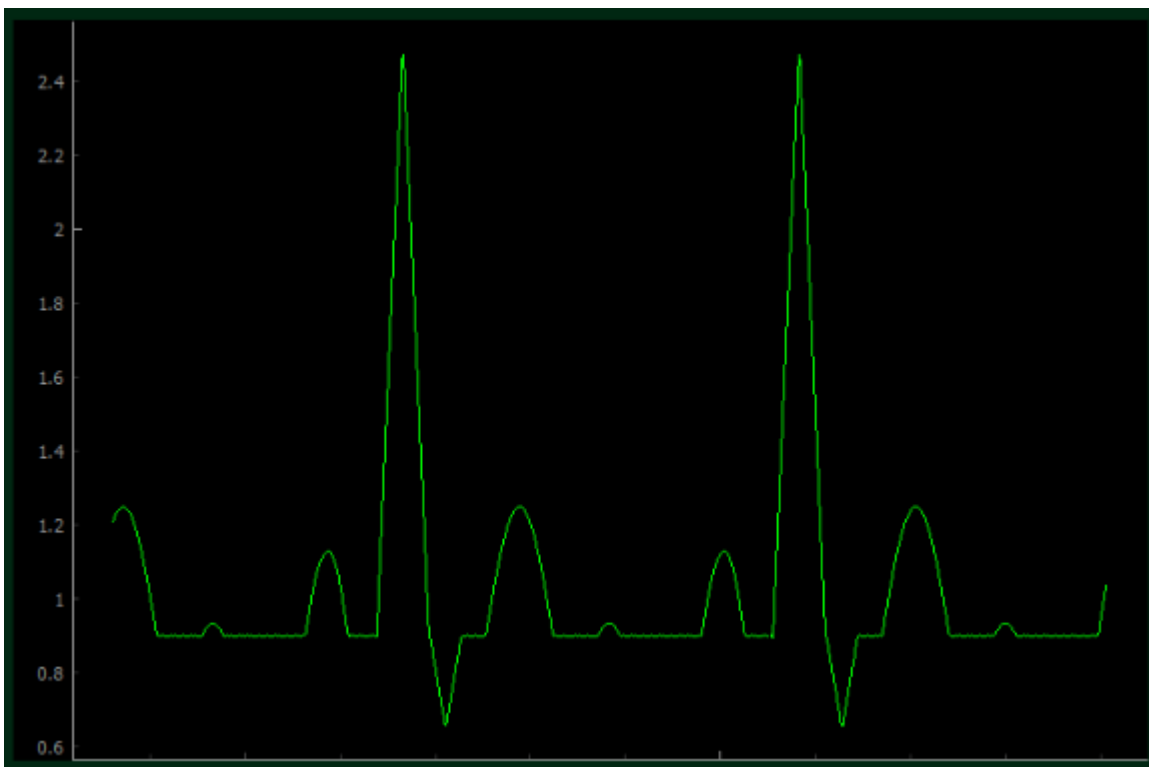


Figura 87. Grafica ECG en Python

CAPÍTULO IV

PRUEBAS Y RESULTADOS.

En este capítulo se describen las diversas pruebas realizadas en y para el simulador, por ejemplo: el testeo de los sensores y actuadores implementados en el simulador, pruebas de funcionamiento del simulador por parte de estudiantes de medicina y profesionales de la salud. Se detalla cada prueba realizada con los respectivos sistemas físicos, mecánicas, control y monitoreo de sensores y actuadores.

4.1 Evaluación del simulador neonatal por profesionales en el área de la Salud.

Para la aceptación del simulador robótico neonatal se realizó una serie de pruebas en colaboración de médicos generales y con estudiantes de medicina en la etapa de internado, utilizando el método de la encuesta.

4.1.1 Pulsos palpables.

En la etapa inicial de un neonato real se procede a tomar el pulso para determinar si la frecuencia cardíaca es la correcta; lo mismo sucede en el simulador robótico, los médicos realizaron el reconocimiento de los puntos de pulsos existentes palpando en la extremidad superior e inferior izquierda del simulador como se muestra en la Figura 88.



Figura 88. Prueba pulsos palpables médicos

En la Figura 89 se muestra a una estudiante de medicina realizando de igual manera la toma de pulso en las extremidades mencionadas anteriormente, señalando que logró sentir el pulso en el simulador como en el de un neonato real.



Figura 89. Prueba pulsos palpables estudiante

4.1.2 Respiración y elevación torácica.

Los profesionales de la salud evidenciaron el proceso de respiración mediante la audición de los sonidos de respiración en los puntos de auscultación junto con la elevación de la caja torácica del simulador (véase Figura 90).



Figura 90. Prueba Respiración y elevación torácica.

4.1.3 Cianosis.

En la Figura 91 se visualiza a los médicos y estudiantes observando el estado de cianosis en el simulador neonatal a través de la emulación de una coloración azul violácea alrededor de los labios.



Figura 91. Prueba estado cianosis

4.1.4 Movimiento extremidades superiores.

Como se puede observar en la Figura 92 se observa el movimiento de las extremidades superiores del simulador con el fin de determinar que el simulador posee tono muscular.

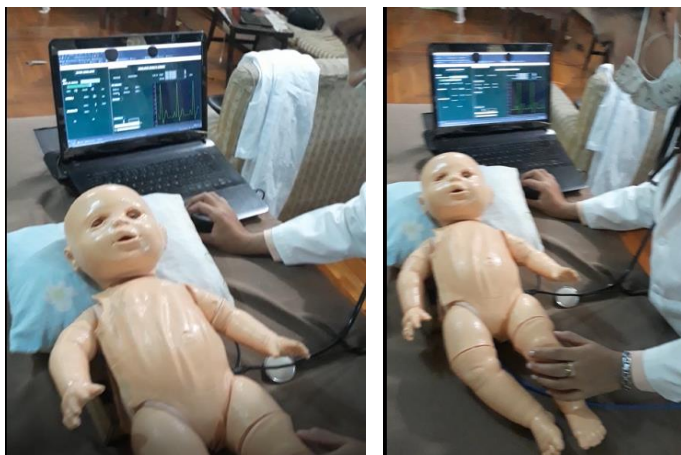


Figura 92. Prueba del movimiento de las extremidades superiores

4.1.5 Reanimación cardiopulmonar.

Para realizar el procedimiento de reanimación cardiopulmonar los médicos expusieron que primero se debe escuchar los latidos del corazón para decidir si es adecuado o no aplicar este procedimiento; se realizó el RCP aplicando la técnica de los dos pulgares y realizando las compresiones como se observa en la Figura 93.



Figura 93. Pruebas función RCP

4.1.6 Intubación endotraqueal.

Debido a la falta de oxígeno los doctores optan por este tipo de procedimiento comenzando con colocación de la cabeza en posición de olfateo, seguido de la

introducción del laringoscopio en la boca del simulador, colocando el tubo endotraqueal hasta la posición correcta y se procede a realizar las ventilaciones (véase Figura 94).



Figura 94. Pruebas entubación endotraqueal

4.1.7 Prueba escenario paro cardíaco.

En la Figura 95 se muestra el procedimiento que siguió la estudiante de medicina para la simulación del escenario de paro cardíaco y el tratamiento que aplicó para que el simulador neonatal regrese a su estado normal como se describió en el apartado 3.5.7., y en la Figura 96 el simulador en estado normal.



Figura 95. Pruebas del escenario paro cardíaco



Figura 96. Simulador en estado normal

4.2 Análisis de resultados de las encuestas realizadas.

En el Anexo A se encuentra la encuesta para el simulador robótico neonatal, a continuación, se realiza el análisis de los resultados obtenidos.

Pregunta 1. ¿Con qué facilidad realizó la toma de pulso del simulador?

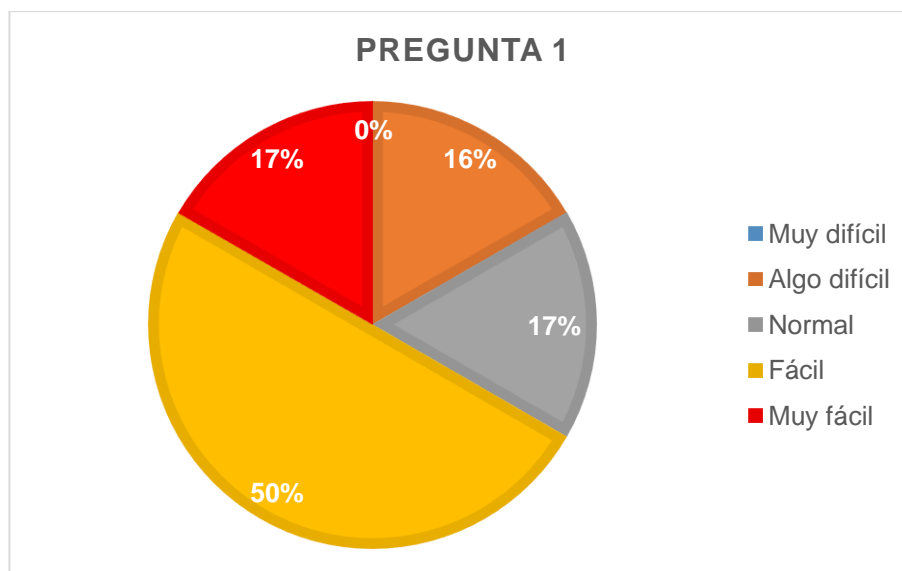


Figura 97. Representación gráfica de los resultados Pregunta 1

Interpretación: El 50% de los encuestados mencionan que la toma de pulso en el simulador se realizó de una forma fácil, el 17% señala que fue muy fácil, al igual que un

17% señala que fue normal y el 16% indica que fue algo difícil debido a que no estaban familiarizados con la simulación de toma de pulso utilizando motores vibradores.

Pregunta 2. ¿Qué similitud existe en el ECG del software del simulador con el de un paciente neonato real?

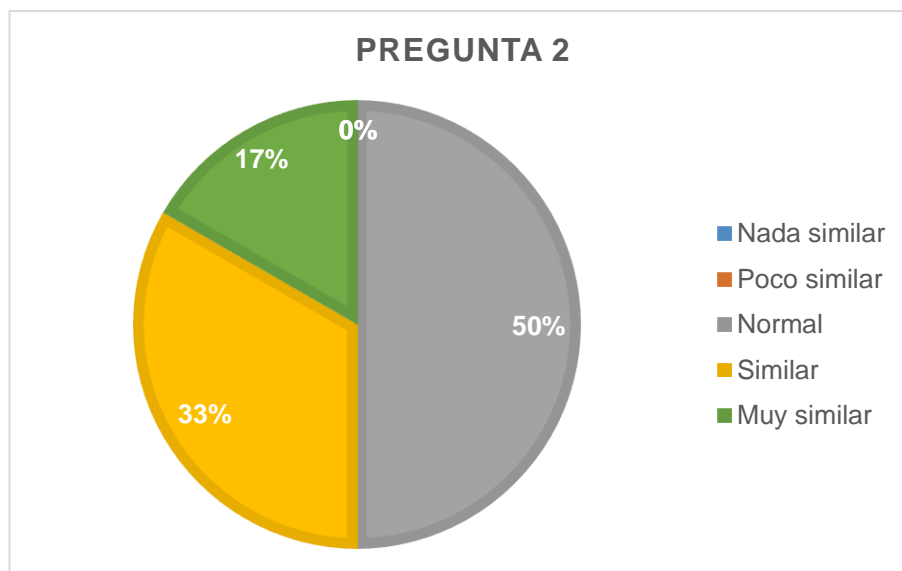


Figura 98. Representación gráfica de los resultados Pregunta 2

Interpretación: El 50% de los médicos encuestados expresan que el ECG del simulador en relación con el de un neonato real fue normal porque falta desarrollar un poco más las ecuaciones de cada una de las señales que la integran para así conseguir una idéntica al de un neonato real, mientras que un 33% indican que es similar y el 17% encuentran una relación muy similar a la de un neonato real.

Pregunta 3. ¿Qué tan similar encuentra usted la cianosis del simulador con el de un neonato real?

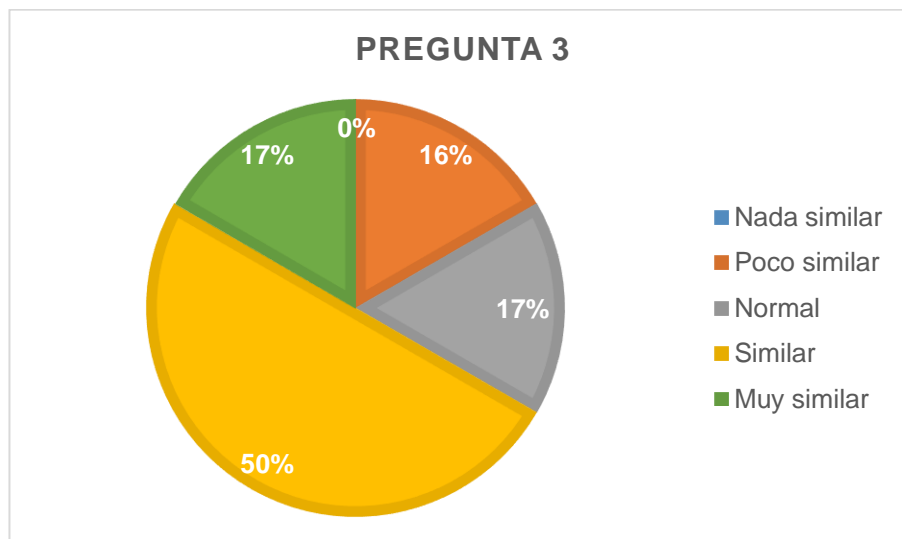


Figura 99. Representación gráfica de los resultados de la Pregunta 3

Interpretación: El 50% de los encuestados mencionan que la cianosis emulada por el simulador fue similar a la de un neonato real, mientras que el 17% señala que fue muy similar, al igual que un 17% expresa que la similitud fue normal y el 16% señala que fue poco similar debido a la variación de intensidad programada.

Pregunta 4. ¿El estado de cianosis emitida por el simulador es fácilmente detectable?

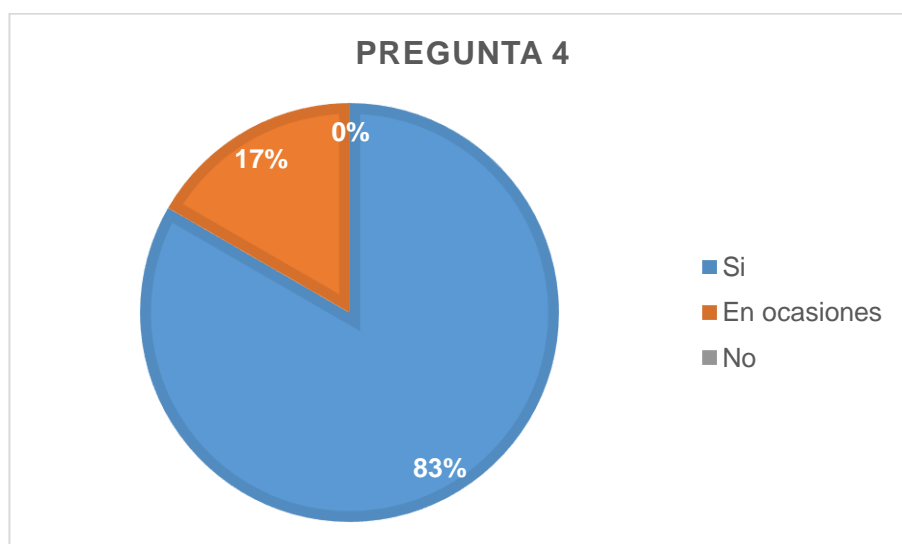


Figura 100. Representación gráfica de los resultados Pregunta 4

Interpretación: El 83% de los médicos encuestados señalan que el estado de cianosis emitida por el simulador si fue fácilmente detectable mientras que el 17% menciona que en ocasiones fue detectable ocasionado por la intensidad del led.

Pregunta 5. ¿Qué porcentaje de similitud encuentra entre el procedimiento del RCP del simulador y un paciente neonato?

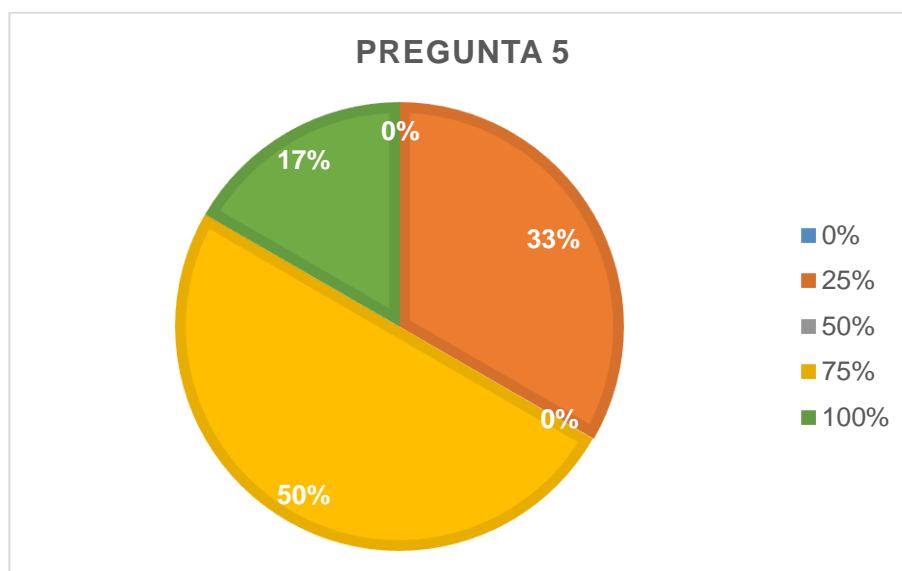


Figura 101. Representación gráfica de los resultados Pregunta 5

Interpretación: El 50% de los encuestados mencionan que existió un 75% de similitud entre el procedimiento del RCP del simulador con el de un paciente neonato real, seguido de un 33% señalan que obtuvo un 25% de similitud debido a que el material del simulador es de plástico sólido y el 17% menciona que existió un 100% de similitud entre el procedimiento RCP del simulador y el de una neonato real.

Pregunta 6. ¿Qué tan óptima es la exploración de los puntos de auscultación en el simulador?

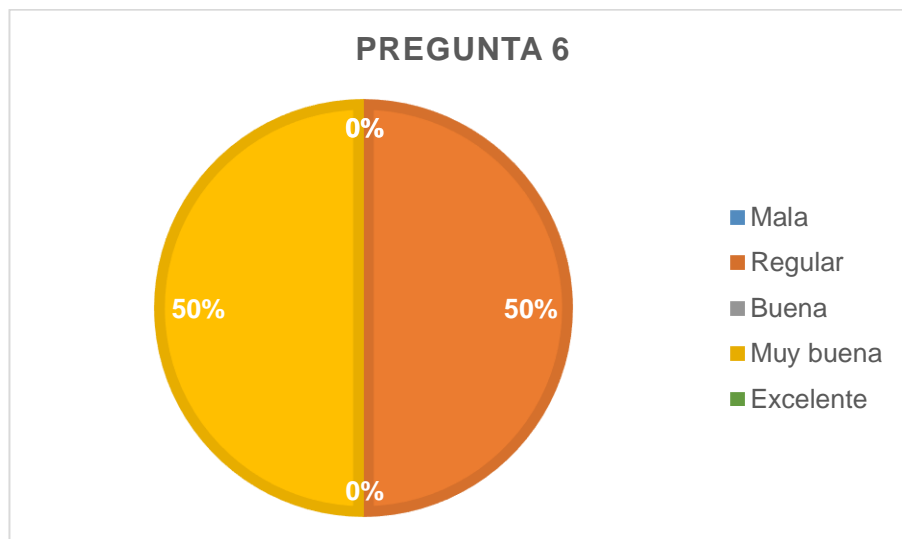


Figura 102. Representación gráfica de los resultados Pregunta 6

Interpretación: El 50% de los médicos encuestados señalan que la exploración en los puntos de auscultación fue muy buena mientras que el otro 50% mencionan que la exploración en el simulador fue regular porque el sonido del corazón emitido no fue el correcto debido a que no es posible grabar nítido los latidos desde el estetoscopio.

Pregunta 7. ¿Cree usted que la práctica del proceso de RCP en este simulador mejorará sus habilidades y destrezas?

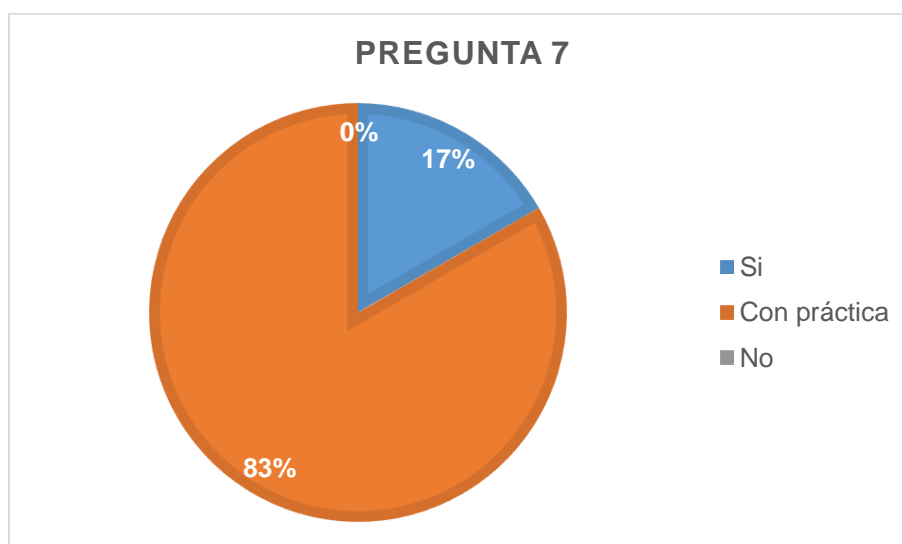


Figura 103. Representación gráfica de los resultados Pregunta 7

Interpretación: El 83% de los encuestados mencionan que con práctica a través del simulador podrán mejorar sus habilidades y destrezas en el proceso de RCP mientras que el 17% señala que el simulador si mejorará sus destrezas y habilidades.

Pregunta 8. ¿Cree usted que el movimiento de las extremidades superiores del simulador es el adecuado para indicar tonalidad muscular?

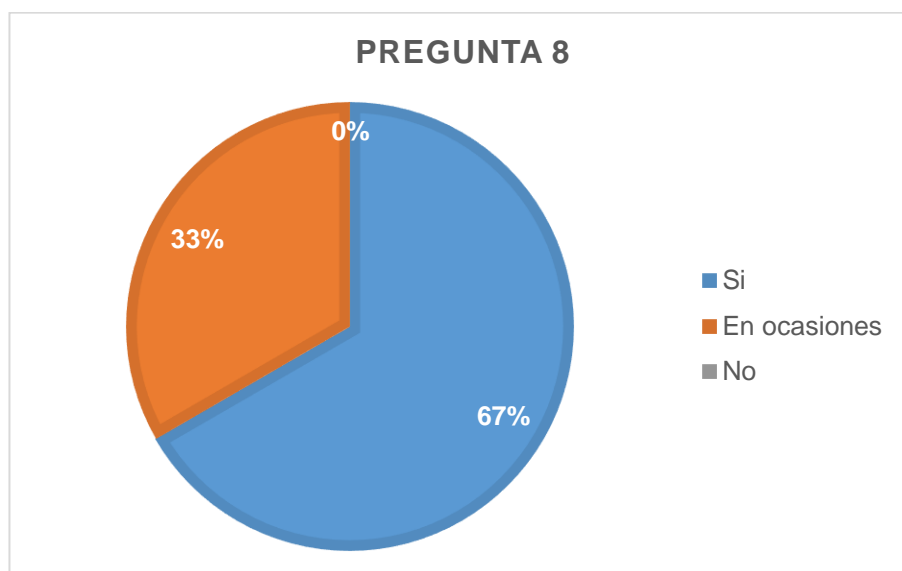


Figura 104. Representación gráfica de los resultados Pregunta 8

Interpretación: E 67% de los médicos encuestados expresan que el movimiento de las extremidades superiores del simulador si resultó el adecuado para indicar tonalidad muscular, sin embargo, el 33% manifiestan que puede ser apropiado en ocasiones dependiendo el escenario programado.

Pregunta 9. ¿El movimiento torácico del simulador se asemeja al de un neonato real?

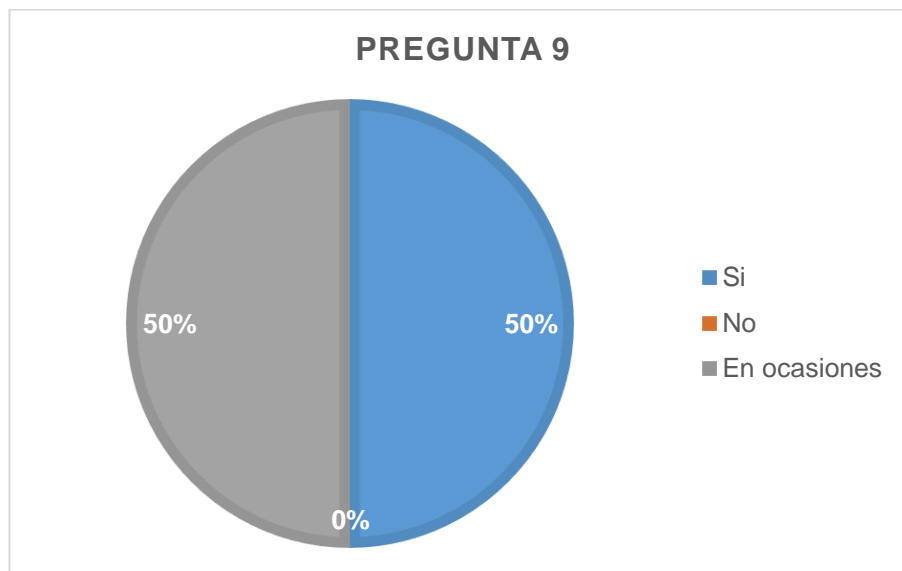


Figura 105. Representación gráfica de los resultados Pregunta 9

Interpretación: El 50% de los encuestados mencionan que el movimiento torácico del simulador si se asemejó al de un neonato real al contrario de 50% restante manifiestan que se asemejaron en ocasiones debido a que la piel artificial del simulador hace presión evitando que realice el movimiento.

Pregunta 10. ¿Cree usted que la práctica del proceso de intubación endotraqueal en este simulador mejorará las habilidades y destrezas del profesional de la salud?

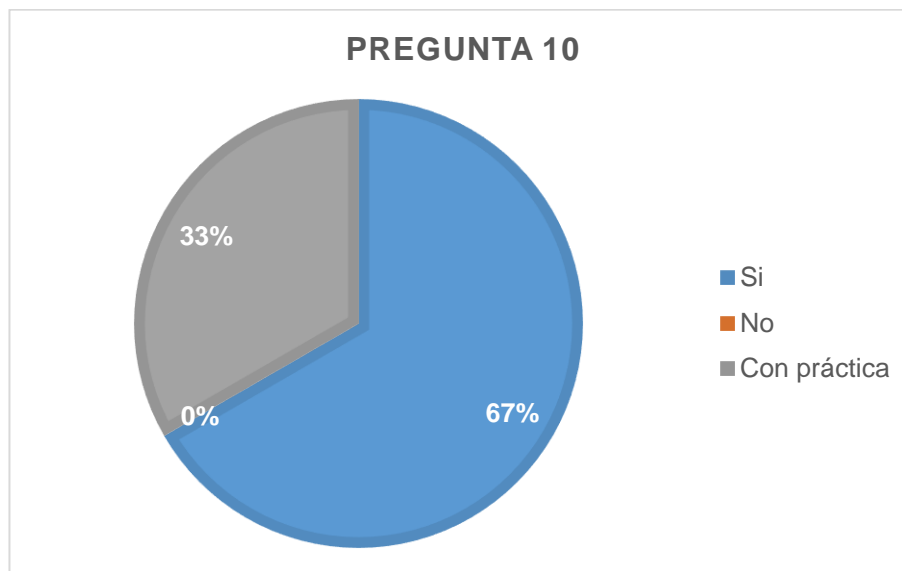


Figura 106. Representación gráfica de los resultados Pregunta 10

Interpretación: El 67% de los médicos encuestados manifiestan que el simulador si mejorará sus habilidades y destrezas en el proceso de intubación endotraqueal mientras que el 33% señalan que con práctica mejorará sus destrezas y habilidades.

Pregunta 11. ¿La piel artificial creada para el simulador neonatal le da un aspecto real?

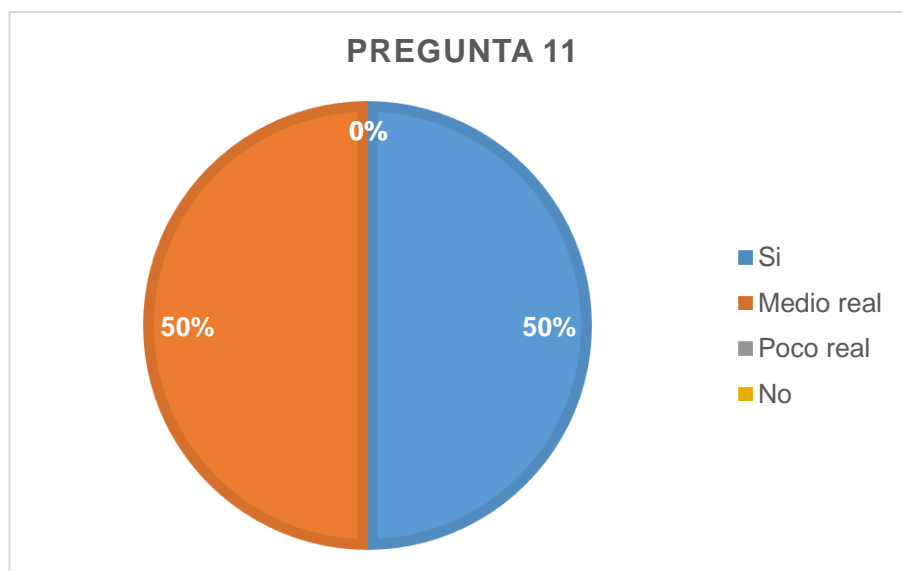


Figura 107. Interpretación gráfica de los resultados Pregunta 11

Interpretación: El 50% manifiestan que la piel artificial del simulador le dio un aspecto real mientras que el otro 50% mencionan que la piel creada para el simulador tuvo un aspecto medio real porque el color piel no se asemeja tanto al de un neonato real.

Pregunta 12. ¿En su opinión el simulador medico neonatal se asemeja tanto física como funcionalmente a un neonato real?

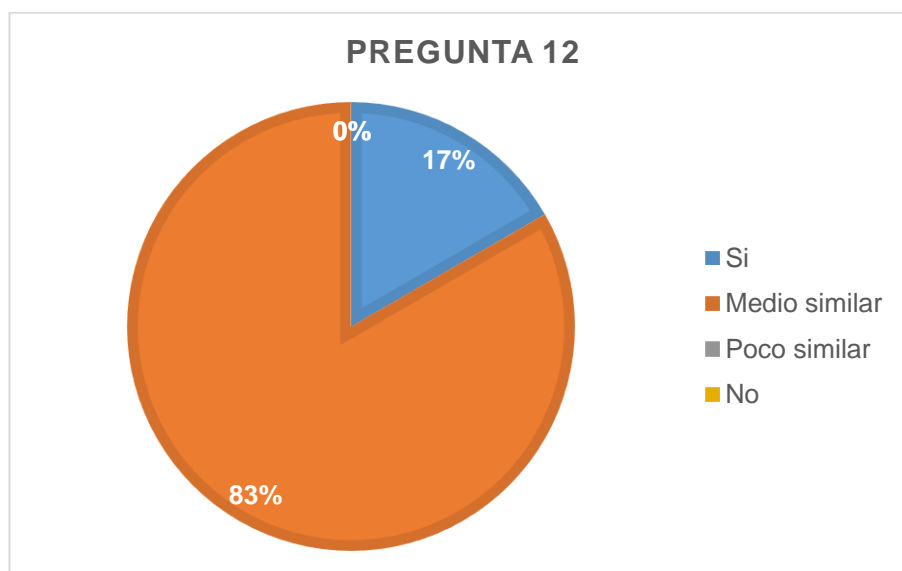


Figura 108. Representación gráfica de los resultados Pregunta 12

Interpretación: El 83% de los encuestados mencionan que el simulador en comparación con un neonato real fue medio similar porque no están familiarizados con el uso de simuladores y su tecnología, mientras que el 17% restante indican que si se asemejó física y funcionalmente a un paciente neonato real.

Pregunta 13. ¿Califique que tan satisfactorio fueron emuladas las funciones del simulador?

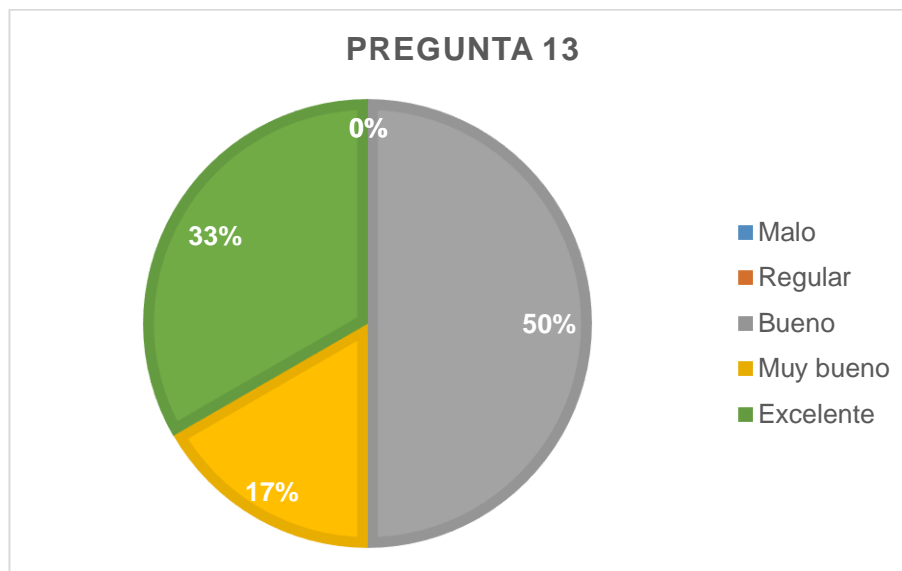


Figura 109. Representación gráfica de los resultados Pregunta 13

Interpretación: El 50% de los encuestados expresan que la emulación las funciones en el simulador estuvo buena en consecuencia a los factores mencionados anteriormente, seguido del 33% mencionan que la emulación fue excelente y el 17% señala que la emulación resultó muy buena.

Pregunta 14 ¿Cree usted que el simulador ayudará a mejorar sus habilidades y destrezas en el tratamiento a pacientes neonatos?

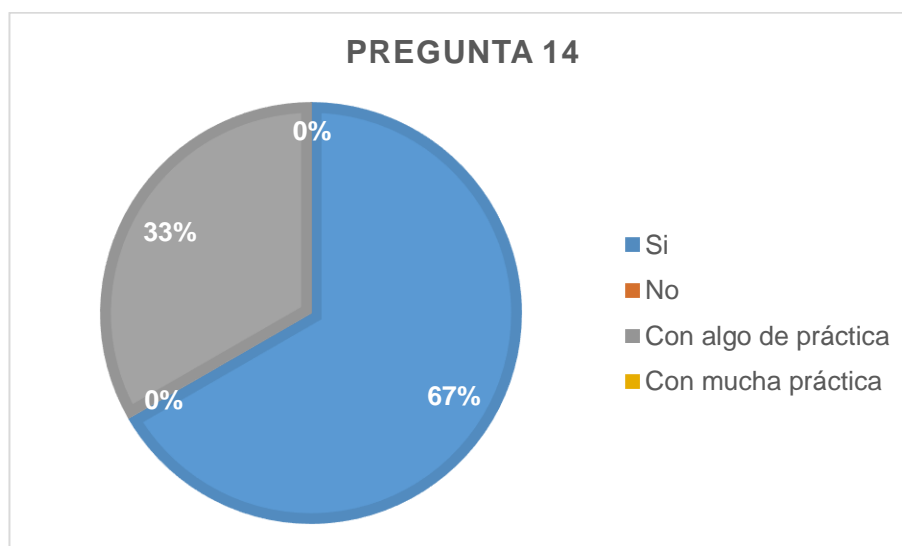


Figura 110. Representación gráfica de los resultados Pregunta 14

Interpretación: El 67% de los médicos encuestados manifiestan que el simulador si ayudará a mejorar sus habilidades y destrezas en el tratamiento de pacientes neonatos mientras que el 33% señalan que con algo de práctica el simulador ayudará a mejorar sus destrezas y habilidades.

Pregunta 15. ¿Cómo calificaría usted el software de control del simulador médico?

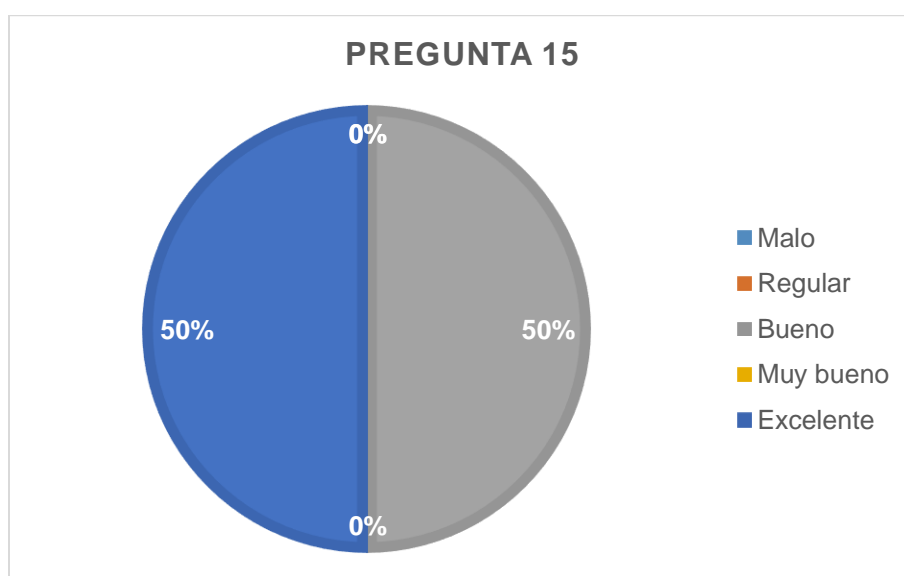


Figura 111. Representación gráfica de los resultados Pregunta 15

Interpretación: El 50% de los encuestados expresan que fue excelente el software de control del simulador médico mientras que el 50% restante mencionan que resultó bueno el software de control debido a que unas pocas leyendas de las funciones no estaban en términos médicos.

Pregunta 16. ¿Cómo califica usted la simulación de escenarios clínicos?

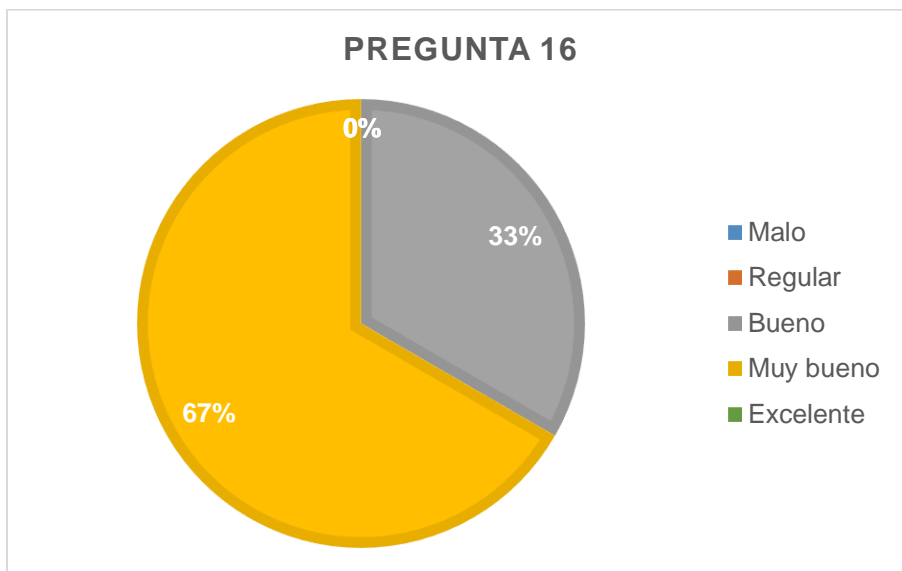


Figura 112. Representación gráfica de los resultados Pregunta 16

Interpretación: El 67% de los médicos encuestados mencionan que resultó muy buena la simulación de los escenarios clínicos mientras que el 33% manifiestan que la simulación de estos escenarios fue buena en consecuencia de los sonidos que no se escuchó con claridad.

4.3 Análisis de resultados de las pruebas realizadas.

Una vez realizadas las pruebas en el simulador, tabuladas e interpretadas las encuestas se realizó el siguiente análisis de resultados.

- La toma de pulso resultó algo difícil al principio de las pruebas debido a que la intensidad del motor vibrador estaba programada muy baja, pero al corregir en la programación ya resultó fácil la toma de pulso en el simulador.
- En el estado de cianosis uno de los doctores menciona que fue poco similar al de un neonato real y que en ocasiones fue detectable, esto ocurrió debido a que la intensidad del led se redujo una vez recubierto con la piel artificial, consecuentemente se procedió a incrementar la intensidad del led en la

programación para lograr una gran semejanza al de un neonato real y facilitando su detección.

- Dos médicos manifestaron que la similitud del procedimiento de RCP del simulador comparado con la de un neonato real fue de un 25% por causa de que el simulador es de plástico duro no permitió realizar fácilmente las compresiones para lo cual se procedió a ablandar el material.
- En el proceso de auscultación tres médicos señalan que fue regular debido a que los sonidos: del latido del corazón y la respiración de un neonato real no se escuchaba con claridad porque estos sonidos solo son escuchados a través de un estetoscopio y resulta difícil grabar dichos sonidos.
- Para realizar el procedimiento de reanimación cardiopulmonar los doctores expusieron que primero se debe escuchar los latidos del corazón para decidir si es adecuado o no aplicar realizar este procedimiento en el simulador.
- Los profesionales de la Salud dijeron que el simulador robótico neonatal si ayudará a mejorar sus habilidades y destrezas mediante la práctica en el mismo hasta lograr manejar correctamente el software.

4.4 Análisis económico del proyecto.

Se realizó un análisis económico del proyecto indicando los componentes utilizados y el precio, tanto de la parte mecánica, electrónica y software como se observa en la Tabla 11.

Tabla 11
Análisis económico

Componentes	Cantidad	Precio (\$)	
		Unitario	Total
Maniquí de plástico	1	60,00	60,00
Rollo de filamento PLA	3	30,00	90,00
Costo energía eléctrica impresiones	-	-	25,00
Silicona fría	2	4,50	9,00
Pintura acrílica	2	1,50	3,00
Arduino nano	2	7,00	14,00
Raspberry Pi3	1	65,00	65,00
Cables de protoboard	-	-	6,00
Alambre de timbre	-	-	1,50
Módulo Relé 5V	1	2,50	2,50
Convertidor de voltaje DC-DC	1	8,00	8,00
Electroválvula 3/2, 12V, 25 psi	1	15,00	15,00
Mangueras, acoples electroválvula	-	-	20,00
Parlante	1	15,00	15,00
Látex	3	17,00	51,00
Pinceles	4	1,10	4,40
Servomotores	2	16,00	32,00
Sensor de fuerza cuadrado	1	14,80	14,80
Baquelita	2	2,00	4,00
Ácido cloruro férrico	2	1,50	3,00
Resistencias, borneras, capacitores, botón on-off, plug alimentación, led, etc	-	-	12,00
Motores vibradores	4	1,50	6,00
Tornillos, pernos M4 y M3, tuercas M4 y M3	-	-	5,00
Espagueti térmico	-	-	5,00
Impresiones	-	-	20,00
Transporte	-	-	50,00
Alimentación	-	-	50,00
Software libre	-	-	0,00
Mano de obra directa	2	150,00	300,00
TOTAL (\$)			896,20

Como se observa en la Tabla 11 el costo total del proyecto es de \$896,20, concluyendo que es un simulador económico de fidelidad intermedia comparado con Pediatric ALS Trainer Maniki with Interactive ECG Simulador cuyo precio en el extranjero bordea los \$1.679,30 sin tomar en cuenta lo siguiente: transporte interno, transporte aéreo e impuestos en la aduana; garantizando un ahorro de \$783.10

4.5 Validación de la hipótesis.

La hipótesis planteada del proyecto es:

¿Facilitará el simulador robótico neonatal con estructura modular, equipado con un software de monitoreo y programación de escenarios, la formación de profesionales de la salud en escenarios clínicos de pacientes neonatos?

- **Variables independientes.**

Simulador robótico neonatal con sistema eléctrico, mecánico y computacional.

- **Variables dependientes.**

Mejora de destrezas del personal de salud.

El método utilizado para la validación de hipótesis es el Chi-cuadrado que consiste en determinar si dos variables están relacionadas o no.

- **H1 (Hipótesis alternativa):** El simulador robótico neonatal facilitará la formación de profesionales de la salud en escenarios clínicos de pacientes neonatos.
- **H2 (Hipótesis nula):** El simulador robótico neonatal no facilitará la formación de profesionales de la salud en escenarios clínicos de pacientes neonatos.

Una vez planteadas las hipótesis se procede a realizar el cálculo del Chi-cuadrado utilizando los datos obtenidos en las encuestas después de realizar las pruebas del simulador tomando en consideración las preguntas más relevantes para evaluar las funciones del simulador en la Tabla 12 se muestra la frecuencia observada.

Tabla 12*Resultados de frecuencia observada*

N°	Función	25 %	50 %	75 %	100 %	Total
1	Pulsos	1	1	3	1	6
2	ECG	0	3	2	1	6
3	Cianosis	0	1	0	5	6
4	Puntos de auscultación	3	0	3	0	6
5	RCP	0	5	0	1	6
6	Movimientos extremidades superiores	0	2	0	4	6
7	Intubación endotraqueal	0	2	0	4	6
8	Piel artificial	0	3	0	3	6
9	Escenarios clínicos	0	2	4	0	6
Suma Total		4	19	12	19	54

Se designa la frecuencia observada como (O_i) y posteriormente se calcula la frecuencia esperada designada como (E_{ij}). La Ecuación 16 se aplica a cada fila y columna el resultado se visualiza en la Tabla 13.

$$E_{ij} = \frac{O_i * O_j}{o} \quad \text{Ec. 16}$$

Tabla 13*Resultados frecuencia esperada*

N°	Función	25 %	50 %	75 %	100 %	Total
1	Pulsos	0,44	2,11	1,33	2,11	6
2	ECG	0,44	2,11	1,33	2,11	6
3	Cianosis	0,44	2,11	1,33	2,11	6
4	Puntos de auscultación	0,44	2,11	1,33	2,11	6
5	RCP	0,44	2,11	1,33	2,11	6
6	Movimientos extremidades superiores	0,44	2,11	1,33	2,11	6
7	Intubación endotraqueal	0,44	2,11	1,33	2,11	6
8	Piel artificial	0,44	2,11	1,33	2,11	6
9	Escenarios clínicos	0,44	2,11	1,33	2,11	6
Suma Total		4	19	12	19	54

Finalmente se aplica la Ecuación 17 para calcular el valor del Chi-cuadrado, mientras que en la Tabla 14 se observa el resultado.

$$X_{cal}^2 = \frac{\sum(O_{ij} - E_{ij})^2}{E_{ij}} \quad \text{Ec. 17}$$

$X_{cal}^2 =$ Chi cuadrado calculado

$i =$ Número de filas

$j =$ Número de columnas

Tabla 14
Resultados Chi-cuadrado

N°	Función	25 %	50 %	75 %	100 %
1	Pulsos	0,71	0,58	2,10	0,58
2	ECG	0,44	0,38	0,34	0,58
3	Cianosis	0,44	0,58	1,33	3,96
4	Puntos de auscultación	14,89	2,11	2,10	2,11
5	RCP	0,44	3,96	1,33	0,58
6	Movimientos extremidades superiores	0,44	0,0057	1,33	1,69
7	Intubación endotraqueal	0,44	0,0057	1,33	1,69
8	Piel artificial	0,44	0,38	1,33	0,38
9	Escenarios clínicos	0,44	0,0057	5,36	2,11
	Suma parcial	18,68	8,01	16,55	13,68
	Total		56,92		

Se procede a calcular el grado de libertad aplicando la Ecuación 18

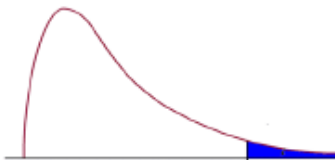
$$v = (\text{cantidad de filas} - 1)(\text{cantidad de columnas} - 1) \quad \text{Ec. 18}$$

$$v = (9 - 1)(4 - 1) = 24$$

En general se trabaja con un margen de error de 0,05, con los valores obtenidos se procede a utilizar las tablas de distribución del Chi-cuadrado como se muestra en la Figura 113 y en el Anexo B se obtuvo el siguiente valor:

Distribución Chi-cuadrada

En las columnas se encuentran las áreas bajo la curva a la derecha.



g.l.	$\chi^2_{0.995}$	$\chi^2_{0.990}$	$\chi^2_{0.975}$	$\chi^2_{0.95}$	$\chi^2_{0.9}$	$\chi^2_{0.1}$	$\chi^2_{0.05}$	$\chi^2_{0.025}$	$\chi^2_{0.01}$	$\chi^2_{0.005}$
1	3.9E-05	0.0002	0.0010	0.0039	0.0158	2.7055	3.8415	5.0239	6.6349	7.8794
2	0.0100	0.0201	0.0506	0.1026	0.2107	4.6052	5.9915	7.3778	9.2103	10.5966
3	0.0717	0.1148	0.2158	0.3518	0.5844	6.2514	7.8147	9.3484	11.3449	12.8382
4	0.2070	0.2971	0.4844	0.7107	1.0636	7.7794	9.4877	11.1433	13.2767	14.8603
5	0.4117	0.5543	0.8312	1.1455	1.6103	9.2364	11.0705	12.8325	15.0863	16.7496
6	0.6757	0.8721	1.2373	1.6354	2.2041	10.6446	12.5916	14.4494	16.8119	18.5476
7	0.9893	1.2390	1.6899	2.1673	2.8331	12.0170	14.0671	16.0128	18.4753	20.2777
8	1.3444	1.6465	2.1797	2.7326	3.4895	13.3616	15.5073	17.5345	20.0902	21.9550
9	1.7349	2.0879	2.7004	3.3251	4.1682	14.6837	16.9190	19.0228	21.6660	23.5894
10	2.1559	2.5582	3.2470	3.9403	4.8652	15.9872	18.3070	20.4832	23.2093	25.1882
11	2.6032	3.0535	3.8157	4.5748	5.5778	17.2750	19.6751	21.9200	24.7250	26.7568
12	3.0738	3.5706	4.4038	5.2260	6.3038	18.5493	21.0261	23.3367	26.2170	28.2995
13	3.5650	4.1069	5.0088	5.8919	7.0415	19.8119	22.3620	24.7356	27.6882	29.8195
14	4.0747	4.6604	5.6287	6.5706	7.7895	21.0641	23.6848	26.1189	29.1412	31.3193
15	4.6009	5.2293	6.2621	7.2609	8.5468	22.3071	24.9958	27.4884	30.5779	32.8013
16	5.1422	5.8122	6.9077	7.9616	9.3122	23.5418	26.2962	28.8454	31.9999	34.2672
17	5.6972	6.4078	7.5642	8.6718	10.0852	24.7690	27.5871	30.1910	33.4087	35.7185
18	6.2648	7.0149	8.2307	9.3905	10.8649	25.9894	28.8693	31.5264	34.8053	37.1565
19	6.8440	7.6327	8.9065	10.1170	11.6509	27.2036	30.1435	32.8523	36.1909	38.5823
20	7.4338	8.2604	9.5908	10.8508	12.4426	28.4120	31.4104	34.1696	37.5662	39.9968
21	8.0337	8.8972	10.2829	11.5913	13.2396	29.6151	32.6706	35.4789	38.9322	41.4011
22	8.6427	9.5425	10.9823	12.3380	14.0415	30.8133	33.9244	36.7807	40.2894	42.7957
23	9.2604	10.1957	11.6886	13.0905	14.8480	32.0069	35.1725	38.0756	41.6384	44.1813
24	9.8862	10.8564	12.4012	13.8484	15.6587	33.1962	36.4150	39.3641	42.9798	45.5585
25	10.5197	11.5240	13.1197	14.6114	16.4734	34.3816	37.6525	40.6465	44.3141	46.9279

Figura 113. Valor en tabla Chi-cuadrado

$$X_{cal^2}_{tabulado} = 36,4150$$

Para que la hipótesis de la alternativa H_1 sea aceptada y que la hipótesis nula H_0 sea rechazada, se debe cumplir que:

$$X_{cal^2} > X_{cal^2}_{tabulado}$$

$$56,92 > 36,4150$$

Se llega a la conclusión que la hipótesis de alternativa es aceptada y rechazada la hipótesis nula, es decir, que el simulador robótico neonatal facilitará la formación de

profesionales de la salud en escenarios clínicos de pacientes neonatos con un 95% de confiabilidad. A parte de la validación de la hipótesis también se pudo comprobar con el testimonio de los médicos y estudiantes que colaboraron en las pruebas quienes expresaron una buena aceptación del simulador robótico neonatal afirmando que si ayudará a mejorar las destrezas y habilidades de los profesionales de la salud.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

5.1 Conclusiones.

- En la elaboración del proyecto, se logró estructurar un conjunto de sistemas que trabajan conjuntamente para lograr una simulación a nivel de fidelidad media para la interpretación del profesional en el área de la salud, obteniendo resultados favorables con respecto a su uso y propósito. La integración de los sistemas electrónicos mecánicos y el software de control y monitoreo permitieron a los usuarios practicar sus destrezas y mejorar sus habilidades en la atención de un paciente neonato, sin poner en riesgo la vida del paciente.
- Durante el desarrollo del proyecto se realizó una vasta investigación acerca de simuladores médicos neonatales existentes en el mercado internacional, se conocieron las funciones implementadas en este tipo de simuladores y también se evidenciaron los elevados costos de adquisición. El simulador del presente proyecto cuenta con funciones comparables a las de los modelos comerciales de fidelidad media y fue implementado con materiales existentes en el mercado ecuatoriano, alcanzando una reducción de costo de 46.63%.
- La estructura de la vía aérea del simulador corresponde al modelo anatómico de un neonato real, partiendo de las medidas referenciales de la tráquea cuyo diámetro interno es de 4mm y una longitud de 4cm (hasta antes de los bronquios), consiguiendo que los órganos subyacentes tengan una medida apropiada.

- Con la investigación en el ámbito médico de cada una de las funciones que realiza el simulador se consiguió establecer parámetros para cada una de ellas y para el escenario de paro cardíaco, los cuales fueron validados y aprobados por los profesionales de la salud durante las pruebas.
- La realización del diseño CAD de las estructuras mecánicas con las medidas exactas de cada uno de los componentes que las conforman, permitió un adecuado ensamble de los componentes, sin interferir con el modelo anatómico del simulador. La ubicación de los componentes electrónicos y otras estructuras se planificó para obtener el mayor aprovechamiento del espacio interno del simulador, el cual fue crítico por su pequeño tamaño, logrando localizar internamente todos los componentes requeridos en las funciones implementadas.
- Se implementó un software de control adecuado, el cual permite tener una lectura rápida de los sensores que contiene el simulador; esto ayuda a que el simulador para reaccione de acuerdo a un proceso clínico establecido por el usuario. El procesamiento de estas señales se realizó en el lenguaje de desarrollo Python, que gracias a sus múltiples librerías y compatibilidad con los elementos del hardware existente, permitió el control adecuado del sistema electrónico.
- Como resultado de la investigación acerca de los materiales para la elaboración de la piel artificial para el simulador neonatal se escogió el látex que se utiliza en las máscaras de disfraces realistas disponible en el mercado, además brinda propiedades de: elasticidad, alta resistencia a la manipulación y detalles superficiales. Después de una serie de pruebas se concluyó que la composición

óptima fue de 4:1 partes de látex y pintura acrílica color piel y realizando 15 capas de látex. Para su adherencia se utilizó velcro con el fin que se ajuste al simulador dando una apariencia realista.

- Tras la ejecución de las pruebas, los profesionales de la salud lograron un entendimiento del funcionamiento físico en conjunto con la interfaz y manifestaron que el simulador si ayudará a mejorar las destrezas y habilidades en el tratamiento de pacientes neonatos reales, con la respectiva práctica, asegurando la realización correcta de maniobras como intubación endotraqueal y reanimación cardiopulmonar en neonatos.

5.2 Recomendaciones.

- Buscar motores más silenciosos para el sistema de movimiento de las extremidades superiores.
- Conseguir otros tipos de sonidos del latido del corazón y respiración que sean lo más reales posible.
- Antes de utilizar el simulador robótico neonatal leer previamente el manual de operación para evitar daños en el mismo.
- Tratar de conseguir un maniquí base menos rígido que permita realizar cambios con facilidad.
- Al realizar la piel artificial con el látex procurar hacerlo en un ambiente libre, con una vestimenta adecuada y mascarilla debido a que el olor es demasiado fuerte.
- Conectar la fuente de alimentación directamente a un tomacorriente para que energice a todos los componentes.

- Desarrollar mejor las ecuaciones de la gráfica del electrocardiograma para obtener una aproximada a la real.
- Incrementar nuevos escenarios enfocados a procedimientos clínicos cardíacos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 3B Scientific. (2015). *a3bs.com*. Recuperado el 20 de agosto de 2018, de NENAsim - Simulador Neonatal: https://www.a3bs.com/nenasim-simulador-neonatal-1018875-medical-x-nenasim-hps-light-skin,p_155_26570.html
- AG Electrónica. (2015). *agspecinfo.com*. Recuperado el 13 de febrero de 2018, de Mini motor vibrador de disco: <http://www.agspecinfo.com/pdfs/A/ADA-1201.PDF>
- Altec. (2016). *altecdust.com*. Recuperado el 14 de enero de 2018, de Qué son las electroválvulas?: <https://www.altecdust.com/soporte-tecnico/que-son-las-electrovalvulas>
- Aplicaciones Técnicas ESCOM. (2016). *atescom.es*. Recuperado el 19 de mayo de 2018, de Fibra de vidrio: propiedades y aplicaciones: <https://www.atescom.es/fibra-vidrio-propiedades-aplicaciones/>
- Arredondo, G. (08 de 2013). *slideshare.net*. Recuperado el 05 de septiembre de 2017, de Ondas que componen un electrocardiograma: <https://es.slideshare.net/gilberto046/ondas-que-componen-un-electrocardiograma>
- Avances Científicos y Tecnológicos en la Medicina. (2012). *blogspot.com*. Recuperado el 27 de abril de 2017, de Avances Tecnológicos en Medicina: <http://daniavancesmedicina.blogspot.com/2012/03/piel-artificial-capazde-cicatrizalar-las.html>
- Ávila, R., Mahana, P., & MC Coll, P. (2016). Simulación Clínica como método de formación de competencias en estudiantes de medicina. *Educ Cienc Salud*, 11-14. Recuperado el 01 de febrero de 2018
- Banco Mundial. (2017). *datos.bancomundial.org*. Recuperado el 02 de noviembre de 2017, de Tasa de mortalidad, neonatal (por cada 1000 nacidos vivos): <https://datos.bancomundial.org/indicador/SH.DYN.NMRT?end=2016&locations=EC&start=1956&view=chart>

- Bibiano, T. (19 de 03 de 2017). *slideshare.net*. Recuperado el 12 de octubre de 2017, de Caja toracica: <https://es.slideshare.net/TaniaBibiano1/caja-toracica-73294276>
- BodyParts3D. (2011). *lifesciencedb.jp*. Recuperado el 07 de junio de 2017, de Partes del cuerpo humano: <http://lifesciencedb.jp/bp3d/>
- Bortle, C. (2016). *msdmanuals.com*. Recuperado el 15 de agosto de 2018, de Revisión sobre el paro respiratorio: <https://www.msdmanuals.com/es-ec/professional/cuidados-cr%C3%ADticos/paro-respiratorio/revisi%C3%B3n-sobre-el-paro-respiratorio>
- Brico Geek. (2017). *tienda.bricogeek.com*. Recuperado el 13 de julio de 2018, de Sensor de fuerza resistivo-cuadrado: <https://tienda.bricogeek.com/sensores-presion/637-sensor-de-fuerza-resistivo-cuadrado.html>
- Carletti, E. (2015). *robots-argentina.com*. Recuperado el 22 de enero de 2018, de Servos: http://robots-argentina.com.ar/MotorServo_basico.htm
- Carriel, J. (21 de 03 de 2014). *repositorio.ucsg.edu.ec*. Recuperado el 29 de enero de 2018, de Centro de simulación médica de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil: una propuesta de planificación estratégica: <http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/3317/997/1/T-UCSG-POS-MGSS-23.pdf>
- Carriel, J., & Ramírez, G. (2011). Prácticas de simulación en medicina: ventajas, limitantes, recuento histórico y perspectiva ecuatoriana. *FCM-UCSG*, 285-291. Recuperado el 18 de mayo de 2017
- Cáseres, F. (2017). *bloggeronlineweb.blogspot.com*. Recuperado el 13 de octubre de 2017, de Phyton para todos: <https://bloggeronlineweb.blogspot.com/2017/04/paginas-160-idioma-espanol-formato-pdf.html>
- Consolini, D. (2015). *msdmanuals.com*. Recuperado el 21 de marzo de 2018, de Exploración física del recién nacido: [https://www.msdmanuals.com/es-](https://www.msdmanuals.com/es-ec/professional/cuidados-cr%C3%ADticos/paros-respiratorios/exploracion-fisica-del-recien-nacido)

ec/hogar/salud-infantil/cuidados-en-recién-nacidos-y-lactantes/exploración-física-del-recién-nacido

Corona, L., Fonseca, M., Figueiras, B., & Hernández, Y. (2002). Vinculación de los fundamentos filosóficos del método de simulación con la modelación como método científico general de investigación. *Educación Médica Superior*, 204-310. Recuperado el 21 de abril de 2017

Cubells, L., & Payeras, L. (04). *guiametabolica.org*. Recuperado el 14 de mayo de 2017, de 2016: <https://www.guiametabolica.org/noticia/reanimacion-cardiopulmonar-rcp-bebes-ninos-como-realiza>

Cuello, C. (29 de 03 de 2010). *slideshare.net*. Recuperado el 26 de mayo de 2018, de PALS estudiantes medicina: <https://es.slideshare.net/CharlieNeck/pals-estudiantes-medicina>

Dávila, A. (2014). Simulación en Educación Médica. *Educación Médica*, 100-105. Recuperado el 10 de noviembre de 2017

De la Parte, L. (2012). *bvs.sld.cu*. Recuperado el 15 de agosto de 2018, de Reanimación del recién nacido: http://bvs.sld.cu/revistas/ped/vol75_2_03/ped09203.htm#cargo

EcuRed. (2013). *ecured.cu*. Recuperado el 15 de mayo de 2018, de Maniquí (Modelo articulado): [https://www.ecured.cu/Maniqu%C3%AD_\(Modelo_articulado\)](https://www.ecured.cu/Maniqu%C3%AD_(Modelo_articulado))

Edic College. (2015). *ediccollege.edu*. Recuperado el 04 de febrero de 2018, de Lectura, Compresión e Interpretación del Electrocardiograma: <http://ediccollege.edu/wp-content/uploads/2016/01/Lectura-Compresion-EKG.pdf>

El Comercio. (04 de 09 de 2017). *elcomercio.pe*. Recuperado el 15 de enero de 2018, de 5 avances de la ciencia en medicina: <https://elcomercio.pe/suplementos/comercial/tecnologia-salud/5-avances-ciencia-medicina-humana-1003004>

El Universo. (07 de 06 de 2015). *eluniverso.com*. Recuperado el 30 de marzo de 2018, de La era virtual en la formación de nuevos médicos: <https://www.eluniverso.com/vida-estilo/2015/06/07/nota/4945488/era-virtual-formacion-nuevos-medicos>

Electronilab. (2015). *electronilab.com*. Recuperado el 29 de octubre de 2017, de Arduino Nano V3: <https://electronilab.co/tienda/arduino-nano-v3-atmega328-5v-cable-usb/>

Electronilab. (2017). *electronilab.com*. Recuperado el 06 de marzo de 2018, de Módulo LM2596 Convertidor de voltaje DC-DC: <https://electronilab.co/tienda/modulo-lm2596-convertidor-de-voltaje-dc-dc-buck-1-25v-35v/>

Fernández, L., & López, M. (2005). Exploración cardiológica. *AEPap*, 182. Recuperado el 04 de abril de 2018

Frax, J. (2015). *frax3d.com*. Recuperado el 20 de julio de 2018, de Aspectos básicos en el diseño para impresión 3D: <https://www.frax3d.com/aspectos-basicos-diseno-impresion-3d>

Galindo, J., & Visbal, L. (2007). Simulación, herramienta para la educación médica. *Salud Uninorte (Barranquilla)*, 79-95.

García, P. (2015). *guiainfantil.com*. Recuperado el 18 de febrero de 2018, de Cianosis. Peil azulada del bebé: <https://www.guiainfantil.com/salud/enfermedades/cianosis.htm>

Garrido, C., Flores, S., & Pérez, C. (2007). Diferencias anatomofuncionales y endoscópicas entre la vía aérea del niño y la del adulto. *Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias México*, 146. Recuperado el 26 de junio de 2018

Gaumard Scientific. (2012). *gaumard.com*. Recuperado el 10 de diciembre de 2017, de Newborn Hal S3010: <http://www.gaumard.com/pdf/brochure/S3010%20HAL%20Brochure.pdf>

- Guia Infantil. (01 de 2018). *guiainfantil.com*. Recuperado el 20 de abril de 2018, de Pesos y estatura del bebé, niño y niña: https://www.guiainfantil.com/salud/embarazo/tabla_pesos.htm
- Guzmán, R. (07 de 04 de 2016). *slideshare.net*. Recuperado el 02 de junio de 2017, de Anatomía de la glándula tiroides: <https://es.slideshare.net/RachGuz/anatoma-de-la-glndula-tiroides>
- Infinite History. (2010). *infinitehistory.mit.edu*. Recuperado el 15 de octubre de 2017, de Artificial Skin-Ioannis V. Yannas (1982): <https://infinitehistory.mit.edu/video/artificial-skin-%E2%80%94-ioannis-v-yannas-1982>
- Jaramillo, D. (30 de 01 de 2011). *slideshare.net*. Recuperado el 19 de junio de 2017, de Anatomía (lengua): https://es.slideshare.net/marty_2701/anatoma-lengua
- Kaneshiro, N. (12 de 2009). *clinicadam.com*. Recuperado el 06 de mayo de 2017, de Neonato: <https://www.clinicadam.com/salud/5/002271.html>
- Karthik, R. (2013). *azadproject.ir*. Recuperado el 04 de febrero de 2018, de ECG Simulation using Matlab Principle of Fourier Series: <http://azadproject.ir/wp-content/uploads/2014/04/ECG.pdf>
- Kuperma, L. (2015). *erbol.com*. Recuperado el 02 de mayo de 2017, de Ambulancias-drone y la piel artificial: https://www.erbol.com.bo/noticia/ciencia_y_tecnologia/25022015/ambulancias_drone_y_la_piel_artificial
- Laerdal. (2016). *laerdal.com*. Recuperado el 15 de diciembre de 2017, de SimBaby: [http://cdn.laerdal.com/downloads/f3157/dfu_simbaby_\(contains_ipi\).pdf](http://cdn.laerdal.com/downloads/f3157/dfu_simbaby_(contains_ipi).pdf)
- Laerdal Medical. (2005). *laerdal.com*. Recuperado el 20 de diciembre de 2017, de SimBaby: <https://www.laerdal.com/es/doc/87/SimBaby#/Downloads>

- Llopis, M. (06 de 06 de 2010). *hola.com*. Recuperado el 23 de octubre de 2017, de Llanto en el recién nacido: <https://www.hola.com/salud/enciclopedia-salud/2010060645431/pediatria/bebe/llanto-en-el-recien-nacido/>
- López, M. (2017). *abc.es*. Recuperado el 12 de junio de 2017, de Logran crear piel artificial funcional a partir de células madres: https://www.abc.es/salud/enfermedades/abci-logran-crear-piel-artificial-completamente-funcional-partir-celulas-madre-201604012014_noticia.html
- Mandal, A. (07 de 2013). *news-medical.net*. Recuperado el 05 de mayo de 2018, de Tratamiento de la cianosis: [https://www.news-medical.net/health/Treatment-of-cyanosis-\(Spanish\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Treatment-of-cyanosis-(Spanish).aspx)
- Mimón, I., López, V., Pérez, E., & Navarrete, R. (2011). Protocolo de intubación endotraqueal en recién nacido. *Enfermería integral*, 35-37.
- Moira, A., Arnez, A., Borbua, D., & Clavel, M. (27 de 07 de 2012). *slideshare.net*. Recuperado el 10 de mayo de 2018, de Anatomía y fisiología de tráquea y árbol bronquial: <https://es.slideshare.net/nell17/anatomia-y-fisiologia-de-traquea-y-arbol-bronquial>
- Monbaby. (06 de 2015). *monbaby.com*. Recuperado el 25 de 06 de 2018, de Cómo comprobar los signos vitales de su bebé: <https://monbaby.com/safesleep/es/how-to-check-your-babys-vital-signs/>
- Navarro, J. A. (20 de 09 de 2014). *bitbucket.org*. Recuperado el 12 de abril de 2018, de QThread y bucles infinitos: <https://bitbucket.org/shackra/qthread-y-bucles-infinitos/wiki/Home>
- Nutri Mark. (2014). *nutrimark.com*. (Concepto de simulación médica y tipos de simuladores en medicina) Recuperado el 20 de septiembre de 2017, de <http://www.nutrimark.com.mx/producto/concepto-de-simulacin-medica-y-tipos-de-simuladores-en-medicina/>

- OHSU. (2012). *ohsu.edu*. Recuperado el 19 de noviembre de 2017, de Manikin-based simulation: <http://www.ohsu.edu/xd/education/simulation-at-ohsu/about/types/manikin-based.cfm>
- Palés, J., & Gomar, C. (2010). El uso de las simulaciones en educación médica. *Teoría de la Educación: Educación y Cultura en la Sociedad de la Información*, 147-169.
- Parro. (2016). *parro.com*. Recuperado el 12 de octubre de 2017, de Definición de compresor de aire y conceptos relacionados: <http://www.parro.com.ar/definicion-de-compresor+de+aire>
- PC Componentes. (2016). *pccomponentes.com*. Obtenido de Raspberry Pi3 Modelo B: <https://www.pccomponentes.com/raspberry-pi-3-modelo-b>
- Pereira, I. (2015). *comohacer.eu*. Recuperado el 12 de julio de 2018, de Distribuciones para Rapsberry Pi: https://comohacer.eu/distribuciones-raspberry-pi/#Raspbian_OS
- Pino, F. (2015). *vix.com*. Recuperado el 14 de enero de 2018, de Avances tecnológicos de la medicina: <https://www.vix.com/es/btg/curiosidades/2011/03/03/avances-tecnologicos-de-la-medicina>
- Quiroz, L. (02 de 09 de 2012). *slideshare.net*. Recuperado el 02 de agosto de 2017, de Anatomía de la laringe: <https://es.slideshare.net/annyninoska/anatomia-de-la-laringe>
- Redacción El Tiempo. (2015 de 07 de 2015). *eltiempo.com.ec*. Recuperado el 25 de febrero de 2018, de Simuladores médicos para entrenamientos clínicos: <http://www.eltiempo.com.ec/noticias/cuenca/2/355636>
- Redacción Médica. (2016). *redaccionmedica.ec*. (UCE inauguró Centro de Simulación Médica más grande del Ecuador) Recuperado el 04 de agosto de 2017, de <http://www.redaccionmedica.ec/secciones/profesionales/uce-inaugur-centro-de-simulaci-n-m-dica-m-s-grande-del-ecuador-87305>

Redacción Onmeda. (2015). *onmeda.es*. Recuperado el 03 de noviembre de 2017, de Anatomía del pulmón: los bronquios: https://www.onmeda.es/anatomia/anatomia_pulmon-los-bronquios-1395-2.html

Redacción Sociedad. (02 de 07 de 2014). *eltelegrafo.com.ec*. (Los simuladores, una estrategia para la educación médica (Galería)) Recuperado el 09 de marzo de 2018, de Los simuladores, una estrategia para la educación médica: <http://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/sociedad/1/los-simuladores-una-estrategia-para-la-educacion-medica-galeria>

Redacción Sociedad. (24 de 06 de 2015). *eltelegrafo.com.ec*. Recuperado el 24 de abril de 2018, de Futuros médicos practican en clínica de simulación: <https://www.eltelegrafo.com.ec/noticias/sociedad/4/futuros-medicos-practican-en-clinica-de-simulacion>

Reiriz, J. (2012). *infernervirtual.com*. Recuperado el 07 de agosto de 2017, de Sistema Respiratorio: Anatomía: <https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/97/Sistema%20respiratorio.pdf?1358605430>

Riaño, M. (2014). *metrocuadrado.com*. Recuperado el 16 de agosto de 2017, de Primer edificio inteligente de simulación médica en Colombia: <http://www.metrocuadrado.com/decoracion/content/primer-edificio-inteligente-de-simulacion-medica-en-colombia>

Rodríguez, J. (25 de 06 de 2013). *slideshare.net*. Recuperado el 04 de 07 de 2018, de Soplos cardíacos en pediatría: <https://es.slideshare.net/jairocordis/ruidos-cardiacos-en-pediatria>

Rodríguez, M. (03 de 2008). *slideshare.net*. Recuperado el 26 de abril de 2017, de Exploración física del recién nacido: <https://es.slideshare.net/pediatria/exploracion-fisica-del-recin-nacido>

Ruiz, S. (09 de 2012). *asepur.org*. Recuperado el 09 de abril de 2017, de Simulación clínica y su utilidad en la mejora de la seguridad de los pacientes: <http://www.asepur.org/wp-content/uploads/2014/06/Simulacion-Clinica-y-su-utilidad-en-la-mejora-de-la-seguridad-de-los-pacientes.pdf>

Semergen cantabria. (2015). *semeregencantabria.org*. Recuperado el 16 de enero de 2018, de Ondas, segmentos y espacios en el ECG: <http://www.semeregencantabria.org/calc/bmcalc.htm>

Sólidos 3D. (2014). *solidosed.com*. Recuperado el 21 de enero de 2018, de Impresión 3D: <http://www.solidos3d.com.ar/impresion-3d/>

Stanford Children's Health. (2012). *stanfordchildrens.org*. Recuperado el 02 de marzo de 2018, de Aparato Respiratorio en los bebés: <http://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=aparatorespiratorioenlosbebs-90-P05517>

Tamariz, R., & Moreno, M. (2016). *pediatriaintegral.es*. Recuperado el 27 de marzo de 2018, de Auscultación cardiaca: <https://www.pediatriaintegral.es/publicacion-2016-10/auscultacion-cardiaca/>

The American College of Obstetricians and Gynecologists y Organización Mundial de la Salud. (11 de 2013). *who.int*. Recuperado el 21 de junio de 2018, de Medically indicated Late-Preterm and Early-Term Deliveries: <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth>

Thompson, W., & Crocetti, M. (1998). *The harriet lane handbook - manual de pediatría hospitalaria Cardiología*.

Torres, M., Barrio, C., Moral, M., Ureta, N., & Frias, M. (2012). *madrid.org*. Recuperado el 15 de agosto de 2018, de Reanimación neonatal: <http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application%2Fpdf&blobheadername1=Content-disposition&blobheadername2=cadena&blobheadervalue1=filename%3DPROTO>

COLOS-TERAPEUTICOS-REANIMACION-

2012_008.pdf&blobheadervalue2=language%3Des%26site%3

Torres, M., Barrio, C., Moral, M., Ureta, N., & Frías, M. (02 de 2012). *madrid.org*.

Recuperado el 06 de junio de 2018, de Reanimación neonatal:

<http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application%2Fpdf&blobheadername1=Content->

[df&blobheadername1=Content-](http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application%2Fpdf&blobheadername1=Content-)

[disposition&blobheadername2=cadena&blobheadervalue1=filename%3DPROTO](http://www.madrid.org/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheader=application%2Fpdf&blobheadername1=Content-)

COLOS-TERAPEUTICOS-REANIMACION-

2012_008.pdf&blobheadervalue2=language%3Des%26site%3

Ulrich, K., & Eppinger, S. (2013). *Diseño y desarrollo de productos*. México, D.F.: Mc

Graw Hill. Recuperado el 30 de abril de 2018

Universidad Nacional de Colombia. (2014). *agenciadenoticias.unal.edu.co*. (Simulador

neonatal facilitará aprendizaje de profesionales de la salud) Recuperado el 22 de

diciembre de 2017, de Simulador neonatal facilitará aprendizaje de profesionales

de salud: [http://agenciadenoticias.unal.edu.co/detalle/article/simulador-neonatal-](http://agenciadenoticias.unal.edu.co/detalle/article/simulador-neonatal-facilitara-aprendizaje-de-profesionales-de-la-salud.html)

[facilitara-aprendizaje-de-profesionales-de-la-salud.html](http://agenciadenoticias.unal.edu.co/detalle/article/simulador-neonatal-facilitara-aprendizaje-de-profesionales-de-la-salud.html)

Vásquez, G., & Guillamet, A. (2009). Simulation-based training as an indispensable

innovation in medical training. *Educación Médica*, 149-155.

Villacís, G. (2017). *saludactual.net*. Recuperado el 01 de octubre de 2017, de

Enfermedad: Cianosis en niños: [https://saludactual.net/vida-](https://saludactual.net/vida-saludable/enfermedad-cianosis-en-ninos/)

[saludable/enfermedad-cianosis-en-ninos/](https://saludactual.net/vida-saludable/enfermedad-cianosis-en-ninos/)

Web Development Tutorial. (7 de Agosto de 2017). *Learn Web Development*. Recuperado

el 23 de marzo de 2018, de [http://www.webdevelopmenthelp.net/2017/08/python-](http://www.webdevelopmenthelp.net/2017/08/python-interview-questions.html#Q6)

[interview-questions.html#Q6](http://www.webdevelopmenthelp.net/2017/08/python-interview-questions.html#Q6)

ANEXOS



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el siguiente trabajo fue desarrollado por los señores: **VELA MOSQUERA, JUAN CARLOS** y **PORRAS TORRES, PAMELA ELIZABETH**.

En la ciudad de Latacunga a los **30 días del mes de agosto del 2018**.

Ing. Nathaly Rea
DIRECTORA DEL PROYECTO

Aprobado por:

Ing. Vicente Halló
DIRECTOR DE CARRERA

Dr. Rodrigo Vaca
SECRETARIO ACADÉMICO

