

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



**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SIMULADOR DE
REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR ADULTO PARA EL
ENTRENAMIENTO DEL PERSONAL DEL CENTRO DE SALUD
SAN GABINO (NIVEL 1)**

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

PRESENTADA POR:

Bach. ACUÑA GOMEZ, JORGE ALONSO

Bach. VALDIVIESO RIVAS, CHRISTIAN FERNANDO

ASESOR:

Mg. Ing. PALOMARES ORIHUELA, RICARDO JOHN

LIMA-PERÚ

2018

DEDICATORIA

A mis padres y mi hermano, que siempre serán mi mayor motivación en esta vida.

Jorge Acuña

A mis padres y mis hermanos, que siempre serán mi mayor motivación en esta vida.

Christian Valdivieso

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos primeramente a Dios y a nuestros padres por su apoyo incondicional en toda nuestra labor académica, siempre fueron de gran ayuda en momentos difíciles.

A nuestra alma mater, profesores de la facultad de ingeniería y nuestros amigos de la universidad, donde compartimos experiencias inolvidables.

Y, finalmente, a nuestro asesor Mg. Ing. Ricardo J. Palomares Orihuela por su gran experiencia y enseñanza.

Jorge Acuña y Christian Valdivieso

RESUMEN

La presente tesis titula: Diseño e Implementación de un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto para el entrenamiento del personal del Centro de Salud San Gabino (Nivel 1), está compuesta principalmente por el diseño y la implementación de los sistemas mecánico, electrónico e informático.

Se diseñó e implementó de manera exitosa el sistema mecánico, para poder simular la resistencia del tórax de una persona adulta; el sistema electrónico, para procesar la información proveniente de los sensores para luego, con los datos recolectados, ingresen al microcontrolador y sean enviados mediante el uso del módulo de comunicación Bluetooth; el sistema informático, para mostrar en un Smartphone mediante el diseño de una aplicación capaz de recibir datos de la profundidad ejercida sobre el tórax, el ingreso de flujo de aire, posición de las manos y un porcentaje de efectividad terminado el procedimiento.

Como resultado de las pruebas de compresiones torácicas, posición de las manos, ventilación y efectividad realizadas en el simulador, se obtuvieron valores medibles de los indicadores (compresión torácica, ventilación y efectividad), lo cuales han estado dentro de los rangos esperados. Esto permitirá que el personal del Centro de Salud San Gabino tenga un correcto entrenamiento, es decir, que adquieran las destrezas y habilidades ante una eventualidad de parada cardiopulmonar.

Palabras Claves: Reanimación cardiopulmonar, simulador, entrenamiento.

ABSTRACT

This thesis entitled "Design and implementation of a simulator of RCP adult for the training of the personnel of the Health Center San Gabino (Level 1)" is composed mainly of the design and the implementation of the systems mechanical, electronic and computer.

It was designed and implemented in a successful way the mechanical system, to be able to simulate the resistance of the thorax of an adult person; the electronic system, to process the information originated from the sensors for then, with the gathered information, enter to the microcontroller and be sent by means of the use of the module of communication Bluetooth; the computer system, to show in a Smartphone by means of the design of an application capable of receiving information of the depth exercised on the thorax, the revenue of airflow, position of the hands and a finished percentage of effectiveness the procedure.

As result of the tests of thoracic compressions, position of the hands, ventilation and effectiveness realized in the simulator, there were obtained measurable values of the indicators (thoracic compression, ventilation and effectiveness), which have been inside the awaited status. This will allow the personnel of the health Center San Gabino to have a correct training, that is to say, that the workmanship and skills acquire before a stop contingency cardiopulmonary.

Key words: cardiopulmonary resuscitation, simulator, training.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS.....	3
RESUMEN.....	4
ABSTRACT.....	5
INTRODUCCIÓN.....	7
CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	8
1.1 Problematización.....	8
1.2 Objetivo.....	9
1.3 Justificación.....	10
1.4 Alcances y Limitaciones de la Investigación.....	10
1.5 Estructura de la Tesis.....	11
CAPÍTULO II: MARCO TEÒRICO.....	13
2.1 Antecedentes de la Investigación.....	13
2.2 Selección de Variables.....	16
2.3 Bases Teóricas.....	16
CAPITULO III: DISEÑO E IMPLEMENTACION DEL SIMULADOR DE REANIMACION CARDIOPULMONAR.....	77
3.1 Condiciones iniciales.....	77
3.2 Diseño Mecánico.....	78
3.3 Diseño Electrónico.....	91
3.4 Diseño Eléctrico.....	106
3.5 Diseño Informático.....	111
3.6 Implementación Mecánica.....	121
3.7 Implementación Electrónica.....	126
3.8 Implementación Eléctrica.....	135
3.9 Implementación Informática.....	136
CAPITULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS.....	143
4.1 Pruebas.....	143
4.2 Resultados.....	144
CONCLUSIONES.....	152
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES.....	153
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	154

INTRODUCCIÓN

En el Perú de acuerdo a un registro del INEI, se reporta que el 18.2% de las muertes registradas son debido a causas cardiovasculares y los costeños son quienes presentan con más frecuencia enfermedades patológicas del corazón.

Según el Comité Peruano de Resucitación, se sabe que más del 80% de los paros cardio respiratorio (PCR) en los adultos ocurren como consecuencia de la Fibrilación Ventricular (FV) cuyo índice de supervivencia depende única y exclusivamente de la reanimación cardiopulmonar (RCP) oportuna y de la desfibrilación temprana (antes de los 10 minutos).

El objetivo principal de la RCP es proporcionar oxígeno al cerebro y al corazón hasta que un tratamiento médico más avanzado y definitivo (soporte vital cardíaco avanzado) pueda restaurar las funciones cardíacas y respiratorias normales evitando lesión en el sistema nervioso central.

En base a la estadística presentada, y la información recopilada es que en este trabajo de tesis titulada “Diseño e Implementación de un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto para el entrenamiento del personal del Centro de salud San Gabino”. Para ello la presente tesis se estructuró de la siguiente manera:

El capítulo I abarca los puntos correspondientes al planteamiento del problema, donde se considera la problematización, objetivos generales y específicos, justificaciones, alcances y limitaciones de la investigación; el capítulo II al marco teórico, donde se considera los antecedentes de la investigación, sean internacionales y nacionales, selección de variables con sus dimensiones y las bases teóricas; en el capítulo III al diseño e implementación del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto, donde se considera el diseño mecánico, diseño electrónico, diseño eléctrico, diseño informático, implementación mecánica, implementación electrónica, implementación eléctrica e implementación informática; en el capítulo IV a las pruebas y resultados, donde se comprueba los objetivos propuestos de la presente investigación; y finalmente se presentan las referencias bibliográficas seguida de los Anexos.

CAPÍTULO I: PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 Problematización

“A nivel mundial, el paro cardiorrespiratorio tiene una incidencia entre 20-140 por 10.0000 personas, con una supervivencia alarmante, del 2-11% aproximadamente”. (Meaney PA, Bentley JB y Mancini ME, 2013, p.417).

En la actualidad el Centro de Salud San Gabino (Nivel 1) ubicado en Santiago de Surco realiza capacitaciones para el entrenamiento de reanimación cardiopulmonar en adultos utilizando material informativo, lo cual no brinda al personal del centro de salud la motivación adecuada para el entrenamiento en destrezas y habilidades de forma eficiente ante una eventualidad que se pueda generar tanto en el interior o exterior del Centro de Salud San Gabino (Nivel 1). Hasta diciembre del año 2017 se han registrado dos casos de muerte por paro cardiorrespiratorio en el centro de salud, por no atender oportunamente o no realizar los procedimientos adecuados ante una eventualidad de este tipo. Estas lamentables muertes han dejado a sus parientes (padres, esposas e hijos) desamparadas ya que eran el sustento económico de sus familias.

“Se ha comprobado la importancia del conocimiento para la inmediata reanimación cardiopulmonar (RCP), sobre todo si proviene de los profesionales de salud capacitados, la cual mejora la supervivencia ante un paro cardiorrespiratorio (PCR) intrahospitalario entre el 7 y el 24% de los casos reportados”. (Fritz E, 2015, p.143).

Teniendo en cuenta lo antes mencionado es que el Centro de Salud San Gabino requiere simuladores para el entrenamiento del personal en reanimación cardiopulmonar que puedan brindar un registro de efectividad de los procedimientos realizados (feedback), con el fin de concientizar, formar al personal del centro de Salud y a su vez adquieran las destrezas adecuadas para poder actuar ante cualquier situación que se pueda presentar.

Problema general

¿Cómo diseñar e implementar un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto para el entrenamiento del personal del Centro de Salud San Gabino (Nivel 1)?

Problema específico

- a) ¿Cómo diseñar e implementar el sistema mecánico del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto?
- b) ¿Cómo diseñar e implementar el sistema electrónico del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto?
- c) ¿Cómo diseñar e implementar el sistema informático del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto?

1.2 Objetivo

Objetivos Principal

Diseñar e implementar un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto para el entrenamiento del personal del Centro de Salud San Gabino (Nivel 1).

Objetivos Específicos

- a) Diseñar e implementar la parte mecánica del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto.
- b) Diseñar e implementar la parte electrónica del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto.
- c) Diseñar e implementar la parte informática del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto.

1.3 Justificación

La justificación técnica de la investigación de tesis se basa en diseñar e implementar un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto el cual brindara al usuario un diagnostico en tiempo real y posterior (feedback) de los procedimientos realizados, el feedback que realizara el simulador nos brindara un registro de la cantidad de compresiones y ventilaciones realizadas así como un valor porcentual entre 0-100 % de la efectividad del procedimiento realizado, el simulador implementado permitirá que en el Centro de Salud San Gabino realícelas capacitaciones con un equipo adecuado para el entrenamiento tanto en destrezas y habilidades ante cualquier eventualidad que se puede presentar.

La justificación social, la importancia de realizar la investigación es brindar al Centro de Salud San Gabino un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto básica con el cual se puedan realizar las compresiones y ventilaciones para poder brindar un entrenamiento adecuado al personal a bajo costo.

1.4 Alcances y Limitaciones de la Investigación

La presente tesis contempla el diseño e implementación de un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto para el entrenamiento del personal del Centro de Salud San Gabino (Nivel 1).

Sus características principales son las siguientes:

- a) Un sistema mecánico que simulara la resistencia del tórax de una persona adulta.
- b) Una tarjeta electrónica que pueda transmitir y recibir datos de los sensores colocados en el simulador de reanimación cardiopulmonar adulto.
- c) Una aplicación móvil para visualizar los resultados del entrenamiento en reanimación cardiopulmonar adulta.

Las limitaciones que se presentaron fueron las siguientes:

- a) Por las características técnicas de la investigación algunos aspectos como el volumen de aire que ingresa y la medición de la profundidad de las compresiones a realizarse, se requieren sensores que no son muy

comerciales en el mercado y que brinden una medición exacta de los procedimientos realizados por el usuario.

- b) Actualmente los profesionales de la salud no le toman mucha importancia cuando se realizan las capacitaciones de reanimación cardiopulmonar.

1.5 Estructura de la Tesis

La tesis se encuentra dividida en cuatro (04) capítulos, dos (02) anexos y las referencias bibliográficas.

La estructura de la tesis corresponde a la resolución secuencial del problema de diseño e implementación de un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto para en entrenamiento del personal del centro de salud San Gabino (Nivel 1). A continuación, se describe la composición de los cuatro capítulos y un breve resumen de los mismos.

Capítulo 1. Introducción

En este capítulo se expone una introducción a la tesis, el planteamiento del problema, los objetivos de la misma y la justificación de la investigación. Asimismo, se describe la estructura de la tesis, dando a conocer el contenido de cada uno de los capítulos.

Capítulo 2. Marco teórico

En este capítulo se describe los antecedentes relacionados con el desarrollo de esta tesis y conceptos teóricos que enmarcan y sirven de guía para el diseño e implementación de nuestro simulador de reanimación cardiopulmonar.

Capítulo 3. Diseño e Implementación del sistema

En este capítulo se describe el diseño e implementación de todo el sistema propuesto.

Capítulo 4. Pruebas y Resultados

En este capítulo se describe las pruebas realizadas sobre el simulador de reanimación cardiopulmonar.

Conclusiones

Se redactan las conclusiones en función a los objetivos propuestos inicialmente.

Observaciones y Recomendaciones

Se redactan las observaciones y recomendaciones que se deberán tomar en cuenta para futuras líneas de investigación que se puedan generar.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se mencionan los antecedentes de la investigación que se tomaron como referencia y como bases para el diseño e implementación de un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto. Asimismo, se establece la selección de variables que define el control del sistema. Finalmente, se presentan las bases teóricas que sustentan y complementan los temas que se utilizaron y aplicaron para el desarrollo de la presente tesis.

2.1 Antecedentes de la Investigación

A continuación, mostramos tesis anteriores que contribuyeron con el desarrollo del simulador de reanimación cardiopulmonar.

Cintora y Delgado. (2012) con el proyecto de tesis titulado “*PROTOTIPO SIMULADOR BRONCOSCOPIA*”, para optar el título de Ingeniero Biónico en el Instituto Politécnico Nacional, México en la tesis se concluye que:

En este trabajo terminal se realizó el diseño y la manufactura de un prototipo de simulador de broncoscopia el cual es un sistema análogo del comportamiento del cuerpo humano durante este procedimiento médico.

Este prototipo simulador de broncoscopia basa su funcionamiento en un sistema háptico virtual y permite al usuario final sentir las colisiones y fricciones producidas al paso del broncoscopio por el tracto respiratorio y generar una sensación similar a la generada en una broncoscopia real; así como visualizar dentro de un programa orientado al usuario la vista simulada de la cámara del broncoscopio, una vista de referencia espacial y una de coordenadas de orientación del entorno virtual con herramientas pedagógicas.

El prototipo del simulador se puede emplear como herramienta auxiliar en el adiestramiento de broncoscopistas. (p.66).

Pelayo, S. (2013) con el proyecto de tesis titulado “*ANÁLISIS DE MÉTRICAS DE CALIDAD DE LAS COMPRESIONES TORÁCICAS DURANTE LA REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR: ESTUDIO SIMULADO SOBRE*

MANIQUÍ, para optar el grado de Magister en Ingeniería Electrónica en la Universidad del País Vasco, España en la tesis se concluye que:

Las muertes de PCR suponen un porcentaje muy elevado de las registradas hoy en día. Las guías de resucitación publicadas en el 2015 enfatizan en la necesidad de un RCP de calidad para aumentar la probabilidad de supervivencia del paciente.

El desarrollo de la investigación en este campo está basado en el análisis de los parámetros de profundidad y frecuencia.

Los resultados derivados de este estudio demuestran que la velocidad de retorno no es una métrica de calidad independiente, sino que tiene una fuerte dependencia con la profundidad de compresión y el tiempo de descompresión. (p.67)

Valencia, C. (2013) con el proyecto de tesis titulado “*REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR PARA LA COMUNIDAD UNA NUEVA FORMA DE COMUNICACIÓN PARA LA VIDA*”, para optar por el grado de Magister de Comunicación Educativa en la Universidad tecnológica de Pereira, Colombia, en la tesis se concluye que:

La implementación y popularización de este y otros instrumentos similares que se desarrollen en el futuro podrían llegar a tener gran impacto en la disminución de la mortalidad por paro cardíaco extra hospitalario, ya que se constituye en una herramienta educativa de más fácil difusión y aceptación en la población general que los cursos formales o los instructivos teóricos escritos.

La simulación clínica con mayor realismo y en contextos específicos, logra mejores resultados en aprendizaje y retención de conocimientos.

Aunque este instrumento no requiere de alta tecnología para su Construcción y ejecución, permite poner en contexto y recrear la situación del paro cardíaco, concentrando toda la atención del usuario, retándolo a salvar una vida.

La implementación y popularización de este y otros instrumentos similares que se desarrollen en el futuro podrían llegar a tener gran impacto en la disminución de la mortalidad por paro cardíaco extra hospitalario, ya que se constituye en

una herramienta educativa de más fácil difusión y aceptación en la población general que los cursos formales o los instructivos teóricos escritos. (p.58).

Chambergó y Siapo. (2014) con el proyecto de tesis titulado "*DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR ELECTRÓNICO PARA EL ENTRENAMIENTO DE ESTUDIANTE DE MEDICINA*", para optar por el título de Ingeniero Electrónico en la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo, Perú en la tesis se concluye que:

Con este simulador se demostró que la forma de evaluación ha sido más objetiva. Ya que los docentes calificaron a los alumnos observando las interfaces y así evaluaron las maniobras realizadas por ellos.

Quedó demostrado que con este simulador aún como prototipo, se pueden realizar prácticas con los alumnos y evaluarlos.

Este simulador es de menor costo económico, ya que los simuladores existentes en el mercado son de alto costo y muchos de ellos solo constan del maniquí y no de una interfaz de control.

Los sensores utilizados, así como la placa arduino y los módulos Xbee, dieron buenos resultados, ya que al realizar las pruebas una y otra vez se obtenía los datos sin ningún retraso, ni otro tipo de inconveniente.

El resultado de este proyecto fue gratificante tanto para nosotras como para los estudiantes, esperamos posteriormente mejorarlo y seguir contribuyendo a otras disciplinas de la mano con la electrónica. (p.105).

Gálvez, C. (2015) con el proyecto de tesis titulado "*NIVEL DE CONOCIMIENTO SOBRE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR BÁSICO DEL PERSONAL DE ENFERMERÍA EN UN ESTABLECIMIENTO DE PRIMER NIVEL DE ATENCIÓN ESSALUD DE LIMA - PERÚ 2015*", para optar el título de Licenciado en Enfermería en la Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Perú en la tesis se concluye que:

El nivel de conocimientos del personal de enfermería sobre reanimación cardiopulmonar básico, el cual engloba la identificación del paro cardiorespiratorio, activación del sistema médico de emergencia, las

compresiones torácicas, el manejo de la vía aérea, la ventilación y la desfibrilación temprana, es de nivel medio. (p.78).

El personal de enfermería conoce la técnica de aplicación de las ventilaciones. Por otro lado, los aspectos que poco conocen son la duración de cada ventilación y la relación de las compresiones-ventilaciones haciendo uso de un dispositivo avanzado en RCP básico. (p.80).

2.2 Selección de Variables

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

Tabla 1: Selección de variables

VARIABLES	INDICADORES
<u>Variable dependiente X:</u>	
Simulador de reanimación cardiopulmonar adulto	Deformación del resorte. Volumen de aire.
<u>Variable independiente Y:</u>	
Entrenamiento del personal	Porcentaje de efectividad del procedimiento.

Fuente: Elaboración propia

2.3 Bases Teóricas

El desarrollo de las bases teóricas fue realizado en función a:

- Las variables, “entrenamiento del personal en RCP” y el “simulador de reanimación cardiopulmonar”, independiente y dependiente respectivamente.
- “El estudio de la anatomía y fisiología del cuerpo humano ya que el conocimiento de las estructuras que componen el cuerpo humano, y la relación entre ellas, es fundamental como base para la aplicación de primeros auxilios o cualquier tipo de técnica sanitaria más avanzada”. (Rodríguez, 2009, p.26).

Entrenamiento del personal en RCP

Para poder realizar el entrenamiento al personal del centro de salud San Gabino con nuestro simulador de reanimación cardiopulmonar adulto debemos conocer las fases de evaluación que se deben de llevar a cabo para un entrenamiento adecuado en soporte vital básico (BLS).

Según el Comité peruano de resucitación, las fases de evaluación son cruciales. Nadie debe ser sometido a los procedimientos de RCP hasta haber establecido su necesidad, mediante una evaluación adecuada.

“Es por ello que ante una situación de parada cardiorespiratoria extra hospitalaria, se pone en marcha un proceso conocido como cadena de supervivencia. Este proceso se desarrolla con diferencias sustanciales según se trate de un paciente adulto o niño”. (Carmona, 2012, p. 8). (Fig.1).

Para la tesis solo analizaremos la cadena de supervivencia en pacientes adultos, siendo el punto b el de mayor importancia para el entrenamiento.

- a) Detectar que la situación observada es una PCR (parada cardiorrespiratoria) y llamar a los equipos de emergencias.
- b) Iniciar las maniobras de soporte vital básico hasta la llegada de los equipos de emergencias con el desfibrilador y equipo necesario.
- c) Cuando lleguen los equipos, iniciar la desfibrilación precoz.
- d) Soporte vital avanzado. Cuidados necesarios tras la resucitación cardiopulmonar.

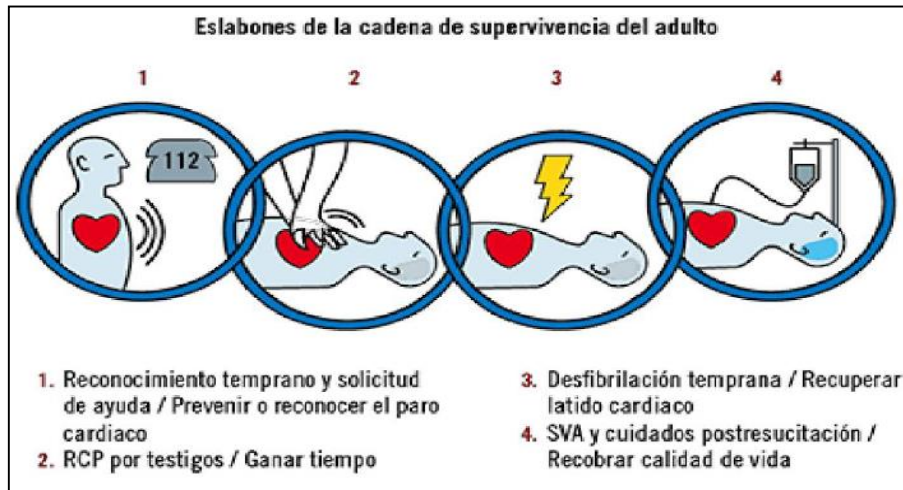


Figura 1: Cadena de supervivencia adulto

Fuente : (Carmona, 2012, p. 9)

Técnicas de entrenamiento en RCP

El soporte ventilatorio es uno de los dos grandes bloques en los que se dividen las maniobras o técnicas de resucitación cardiopulmonar. Las maniobras de soporte ventilatorio, así como las de soporte circulatorio, van a procurar la supervivencia de la víctima hasta la llegada de los equipos de emergencias con los medios suficientes para iniciar el soporte vital avanzado. (Carmona, 2012, p. 12).

Técnicas de soporte ventilatorio en adultos

“El aportar ventilación a la víctima en parada cardiorrespiratoria busca el fin de mantener una oxigenación adecuada durante el periodo de parada.

Las recomendaciones del aporte de oxígeno, según las guías de 2005 del European Resuscitation Council, engloban los siguientes aspectos”. (Carmona, 2012, p. 12).

- Duración aproximada de cada ventilación: 1 segundo.
- Volumen de cada ventilación: suficiente para elevar el tórax de la víctima.
- Ventilaciones por minuto recomendadas: 10 por minuto en adulto.
- No dar ventilaciones demasiado rápidas.

- No hiperventilar a la víctima.

Existen dos maniobras usadas principalmente y una tercera de apertura de vía aérea usada excepcionalmente. La elección entre una y otra vendrá determinada por la sospecha de existencia de lesión cervical en caso de ser personal sanitario. Si no se está adiestrado en las técnicas de apertura de vías aéreas, usar siempre la maniobra de frente-mentón a fin de garantizar la correcta apertura de la vía aérea independientemente de la sospecha o no de lesión de tipo cervical. (Carmona, 2012, p. 16).

a) Maniobra frente-mentón

Es la técnica empleada si no hay sospecha de lesión cervical. Para su empleo, se sitúa al individuo en decúbito supino. La persona que realiza la maniobra apoyará una de sus manos en la frente del individuo y los dedos de la otra mano debajo de su mandíbula. Posteriormente, desplazará la frente hacia atrás y, al mismo tiempo, traccionará la mandíbula hacia delante y hacia arriba. De esta forma, la vía aérea quedará abierta y la lengua se vendrá hacia delante impidiendo que tapone la vía aérea. (Carmona, 2012, p. 17). (Fig.2).

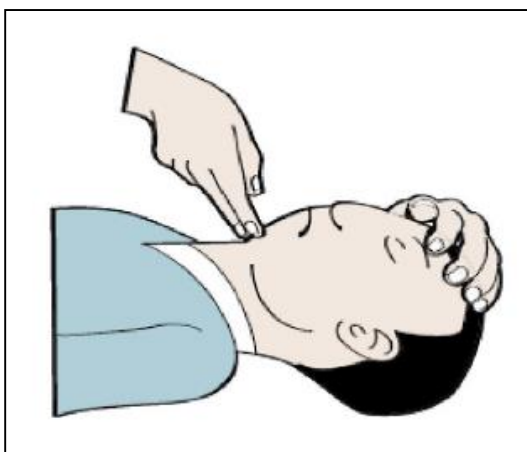


Figura 2: Maniobra frente-mentón

Fuente : (Carmona, 2012, p. 17)

a. Maniobra boca a boca

Consiste en una técnica de aporte de oxígeno sin disposición de ningún instrumento auxiliar para aportarlo. Dicha técnica es a veces desagradable ante algunas situaciones como sangrados o vómitos. Entre

la víctima y el rescatador hay que establecer un contacto directo de sus mucosas (bocas) para la realización de dicha maniobra, aunque existen algunos accesorios simples que se usan para evitar dicho contacto directo entre el rescatador y la víctima. Consiste en una mascarilla unidireccional para el aporte ventilatorio que incluiríamos dentro de los accesorios que nos facilitan el soporte vital básico. (Carmona, 2012, p. 35). (Fig.3).

- Manteniendo la vía aérea abierta, y con el individuo colocado decúbito supino, se procede cerrando la nariz.
- Abrir la boca de la víctima.
- Tomar aire profundamente y sellar la boca del reanimador con la de la víctima.
- Introducir el aire en la víctima (seguir las recomendaciones de ventilación del Resuscitation European Council).
- Separar la boca para volver a coger aire y volver a realizar la secuencia.



Figura 3: Maniobra boca a boca

Fuente:(Carmona, 2012, p. 35)

Técnicas de soporte circulatorio en adultos

El soporte circulatorio que se proporciona a una víctima en las maniobras de soporte vital básico se lleva a cabo mediante la aplicación de compresiones torácicas sobre el individuo a fin de intentar sustituir la

función cardíaca y conseguir con las compresiones la salida de sangre del corazón para la oxigenación de todos los tejidos. (Carmona, 2012, p. 53).

Las características de las compresiones torácicas adecuadas en adultos son las siguientes:

- Dar con una presión suficiente para conseguir hundir el tórax entre 4 y 5 centímetros.
- Duración: cada compresión y relajación del tórax debe durar el mismo período de tiempo.
- Compresiones por minuto: 100 compresiones por minuto. Nunca más de 120 compresiones por minuto.

Técnicas del masaje cardíaco en adulto:

“Tras comprobar la ausencia de respiración, y tras realizar la llamada a los equipos de emergencia, sin comprobar el pulso del individuo nos arrodillamos junto a él y realizaremos los siguientes pasos basándonos en las guías del European Resuscitation Council de 2005”. (Carmona, 2012, p. 62). (Fig.4).

- Colocar al individuo en decúbito supino y sobre una superficie rígida y plana.
- Poner el talón de una de las manos del rescatador sobre el pecho del individuo. Se pondrá justo en el centro del tórax (esternón).
- Colocar la otra mano del rescatador sobre la anterior.
- Realizar las compresiones solo con la aplicación en el tórax de los talones de ambas manos (uno sobre otro). Podemos entrecruzar los dedos de ambas manos al sobreponer un talón al otro.
- Sin doblar los brazos, realizar 30 compresiones torácicas sobre el esternón de la víctima. (Fig. 5).
- Proceder con dos ventilaciones y volver a realizar 30 compresiones.

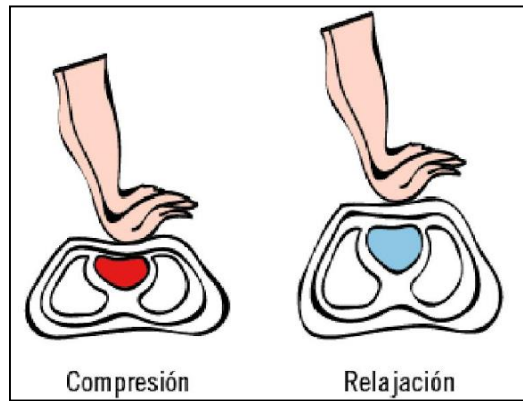


Figura 4: Compresión y relación de tórax

Fuente:(Carmona, 2012, p. 62)



Figura 5: Posición correcta para realizar RCP

Fuente:(Carmona, 2012, p. 63)

Simulador de reanimación cardiopulmonar

La Simulación es el proceso de diseñar un modelo de un sistema real y llevar a término experiencias con el mismo, con la finalidad de comprender el comportamiento del sistema o evaluar nuevas estrategias dentro de los límites impuestos por un cierto criterio o un conjunto de ellos para el funcionamiento de los sistemas. Desde el contexto educativo en la enseñanza de la medicina y enfermería, la Simulación podría definirse como: La técnica por medio de la cual se puede manipular y controlar virtualmente una realidad, cumpliendo con los pasos y secuencias necesarios para estabilizar, modificar y revertir un fenómeno que de forma

directa e indirecta afecta la normalidad del ser biológico-psíquico y social como lo es el hombre. (Galindo y Visbal, 2007, p.80).

Para poder diseñar e implementar nuestro simulador de reanimación cardiopulmonar debemos conocer lo siguiente:

- Tipos de simuladores existen en el mercado, con esto conoceremos que tipo de simulador será el que vamos a implementar.
- Tipos de resorte para su selección adecuada.
- Electrónica del simulador (programación, sensores, interfaz bluetooth)
- Informática (desarrollo de aplicaciones para Android)

Tipos de simuladores médicos

“Existen múltiples clasificaciones en la literatura de las diferentes alternativas de simulación que se utilizan en clínica. Una de ellas es la descrita por Ziv, que divide las herramientas en 5 categorías principales”. (Ziv. A, 2003, p.783).

a. Simuladores de uso específico y de baja tecnología

En inglés part task trainers, son modelos diseñados para replicar sólo una parte del organismo y del ambiente por lo que sólo permiten el desarrollo de habilidades psicomotoras básicas. Por ejemplo, un brazo para punción venosa o una cabeza para intubación traqueal.

b. Pacientes simulados o estandarizados

Actores entrenados para actuar como pacientes. Se utilizan para entrenamiento y evaluación de habilidades en obtención de la historia clínica, realización del examen físico y comunicación.

c. Simuladores virtuales en pantalla

Son programas computacionales que permiten simular diversas situaciones, en áreas como la fisiología, farmacología o problemas clínicos, e interactuar con el o los estudiantes. Su principal objetivo es entrenar y evaluar conocimientos y la toma de decisiones. Una ventaja es

que permite el trabajo de varios estudiantes a la vez; de hecho, actualmente hay programas para entrenamiento de trabajo en equipo.

d. Simuladores de tareas complejas

Mediante el uso de modelos y dispositivos electrónicos, computacionales y mecánicos, de alta fidelidad visual, auditiva y táctil se logra una representación tridimensional de un espacio anatómico. Dichos modelos generados por computadores son frecuentemente combinados con part task trainers que permiten la interacción física con el ambiente virtual. Usados para el entrenamiento de tareas complejas, permiten desarrollar habilidades manuales y de orientación tridimensional, adquirir conocimientos teóricos y mejorar la toma de decisiones. Ha sido utilizada ampliamente en cirugía laparoscópica y procedimientos endoscópicos.

e. Simuladores de paciente completo

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

“Otro punto importante de mencionar es el concepto de fidelidad de los simuladores o de una simulación. Clásicamente se ha utilizado este término para definir el grado de realismo de los modelos y de la experiencia en la que se usan, dividiéndolos en tres niveles”. (Maran.NJ y Glavin.RJ, 2003, p. 37).

a) Simulación de baja fidelidad

Modelos que simulan sólo una parte del organismo, usados generalmente para adquirir habilidades motrices básicas en un procedimiento simple o examen físico; por ejemplo, la instalación de una vía venosa periférica o la auscultación cardíaca básica.

b) Simulación de fidelidad intermedia

Se combina el uso de una parte anatómica, con programas computacionales de menor complejidad que permiten al instructor manejar variables fisiológicas básicas con el objetivo de lograr el

desarrollo de una competencia. Por ejemplo, dispositivos para el entrenamiento de reanimación cardiopulmonar.

c) Simulación de alta fidelidad

Integra múltiples variables fisiológicas para la creación de escenarios clínicos realistas con maniqués de tamaño real. Los fines entrenar competencias técnicas avanzadas y competencias en el manejo de crisis.

En base a lo antes mencionado se determina que el simulador que vamos a implementar es un simulador de mediana fidelidad tomando como referencia la segunda clasificación mencionada.

Mecánica del simulador

“La parte mecánica de un simulador de reanimación cardiopulmonar es esencial para simular la resistencia del pecho durante la RCP a realizarse en una persona adulta y como componente principal para poder realizarlo es necesario un resorte.

“Un resorte es un elemento flexible que ejerce una fuerza o un par torsional y, al mismo tiempo, almacena energía”. (Mott, 2006, p. 730).

“En forma inherente, los resortes almacenan energía cuando se flexionan, y regresan la energía cuando se quita la fuerza que causó la deflexión”. (Mott, 2006, p. 730).

“Los resortes pueden ser clasificados según la dirección y la naturaleza de la fuerza que ejercen cuando se deflexionan. La Tabla 2 contiene varias clases de resortes, clasificados como de empuje, de tracción, radial y de torsión. Asimismo existen varios diseños típicos de resortes”. (Mott, 2006, p. 732). (Fig. 6).

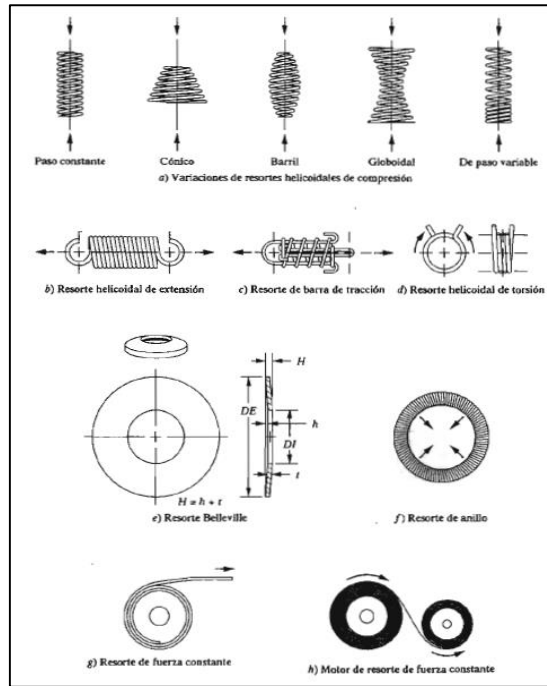


Figura 6: Diseños típicos de resortes

Fuente : (Mott, 2006, p. 733)

Tabla 2: Tipos de Resortes

Usos	Tipo de Resorte
Empuje	Resorte helicoidal de compresión
	Resorte de Belleville
	Resorte de torsión: la fuerza actúa en el extremo del brazo de par torsional
	Plano, como muelle en cantiléver o muelle de hojas
Tracción	Resorte helicoidal de extensión
	Resorte de torsión: la fuerza actúa en el extremo del brazo de par torsional
	Plano, como muelle en cantiléver o muelle de hojas
	Resorte de fuerza constante
Radial	Resorte toroidal, banda de elastómero, pinzas de resorte
Torque	Resorte de torsión, resorte de potencia

Fuente: (Mott, 2006, p.730)

Resortes de empuje

Según su uso los resortes de empuje se dividen en:

a) Resorte helicoidal de compresión

Los resortes helicoidales de compresión se fabrican en general de alambre redondo, enrollado sobre una forma recta y cilíndrica, con un paso constante entre las espiras adyacentes. También se puede usar alambre cuadrado o rectangular. En la figura 7 se muestran cuatro configuraciones prácticas de los extremos. Sin una carga aplicada, la longitud del resorte es la longitud libre. Cuando se les aplica una fuerza de compresión, las espiras se comprimen más entre sí, hasta que todas están en contacto, y en ese momento la longitud es la mínima posible, por lo que se le llama longitud comprimida. Se requiere una fuerza de magnitud linealmente creciente para comprimir el resorte, a medida que aumenta su deflexión. Los resortes rectos, cilíndricos y helicoidales de compresión son los más usados. (Mott, 2006, p. 732).

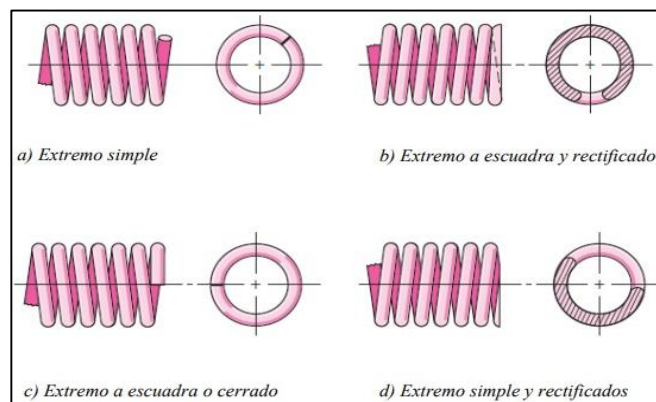


Figura 7: Aspecto de resortes helicoidales de compresión, mostrando estilos de extremos

Fuente : (Mott, 2006, p. 734)

- Diámetro

La figura 8 muestra la notación para referirse a los diámetros característicos de los resortes helicoidales de compresión. El diámetro externo (DE), el diámetro interno (DI) y el diámetro del alambre (D_m) son obvios, y se pueden medir con instrumentos estándar de medición. Para

calcular el esfuerzo y la deflexión de un resorte, se usará el diámetro medio, D_m . (Mott, 2006, p. 735).

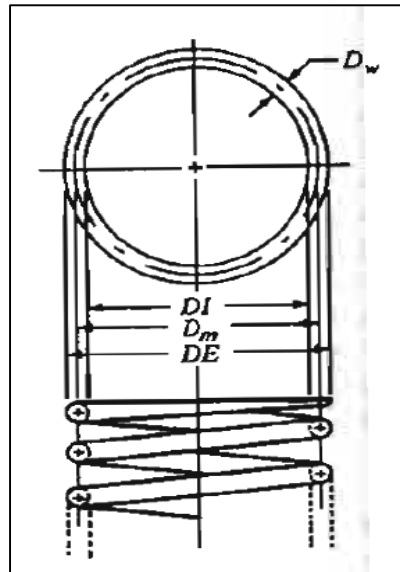


Figura 8: Notación de los diámetros

Fuente : (Mott, 2006, p. 736)

Para el cálculo de los diámetros se aplican las siguientes ecuaciones:

$$DE = Dm + Dw \dots \dots \dots (1)$$

$$DI = Dm - Dw \dots \dots \dots (2)$$

Donde:

DE = Diámetro externo (mm)

Dm = Diámetro medio (mm)

DI = Diámetro interno (mm)

Dw = Diámetro del alambre (mm)

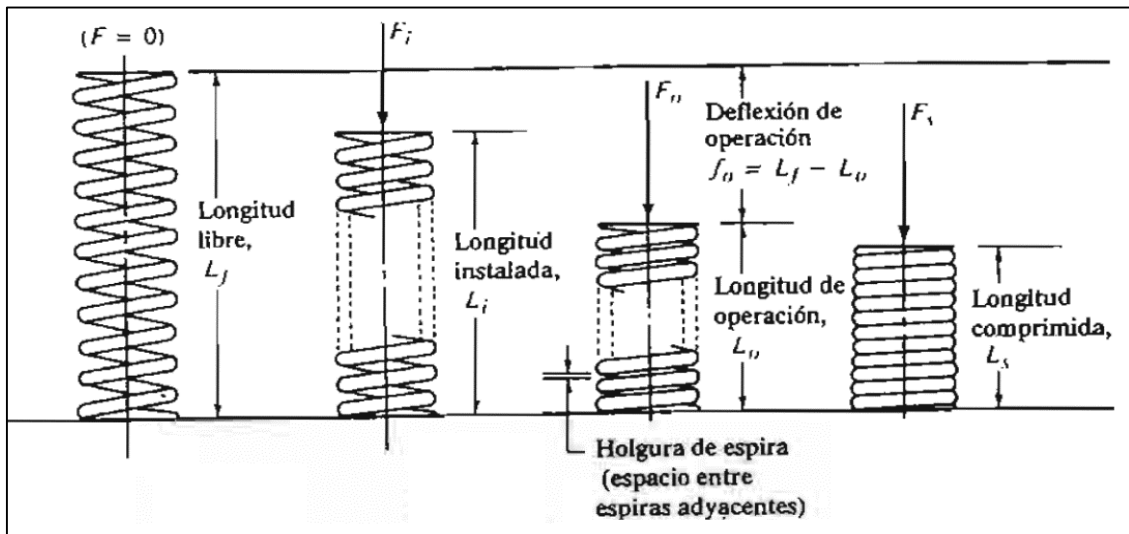
- Longitudes

Es importante comprender la relación entre la longitud del resorte y la fuerza que ejerce (fig. 9). La longitud libre, L_f , es la longitud que tiene el resorte cuando no ejerce la fuerza, como si estuviera sólo descansando sobre una mesa. La longitud comprimida, L_s , es la que tiene el resorte cuando se comprime hasta el punto en que todas sus espiras se tocan. Es obvio que representa la longitud mínima posible que puede tener el

resorte. En general, el resorte no se comprime hasta su longitud comprimida durante su funcionamiento. La longitud más corta del resorte durante su funcionamiento normal es la longitud de operación, L_o . (Mott, 2006, p. 735).

Figura 9: Notación de longitudes y fuerzas

Fuente : (Mott, 2006, p. 736)



- Fuerzas

“Se usa el símbolo F para representar las fuerzas que ejerce un resorte, con diversos subíndices para especificar cuál es la fuerza a considerar. Los subíndices son iguales a los que indican las longitudes”. (Mott, 2006, p. 738).

F_s = Fuerza en longitud comprimida; la fuerza máxima a la que puede someter al resorte

F_o = Fuerza en longitud de operación, L_o ; es la fuerza máxima que siente el resorte en su operación normal.

F_i = Fuerza a la longitud instalada, L_i ; para un resorte alternativo, la fuerza varía entre F_o y F_i .

F_f = Fuerza en la longitud instalada, L_f ; esta fuerza es igual a cero.

- Constante del resorte

“La relación entre la fuerza que ejerce un resorte y su deformación es su constante de resorte o constante de elasticidad, k . Cualquier cambio en la fuerza, dividido entre el cambio correspondiente en la deflexión, se puede usar para calcular la constante de resorte”. (Mott, 2006, p. 738).

Para el cálculo de la constante del resorte se utiliza la siguiente ecuación:

$$k = \frac{\Delta F}{\Delta L} = \frac{F_o - F_i}{L_i - L_o} = \frac{F_o}{L_f - L_o} = \frac{F_i}{L_f - L_i} \dots \dots \dots (3)$$

Donde:

- k = Constante del resorte (N/m)
- F = Fuerza (N)
- L = Longitud (m)
- L_i = Longitud instalada (m)
- L_o = Longitud de operación (m)
- F_o = Fuerza de operación (N)
- F_i = Fuerza instalada (N)

- Índice del resorte

La relación del diámetro medio del resorte, entre el diámetro del alambre, se llama índice del resorte (C), el cual está representado por la siguiente ecuación:

$$C = \frac{D_m}{D_w} \dots \dots \dots (4)$$

Donde:

- C = Índice del resorte
- D_m = Diámetro medio (mm)
- D_w = Diámetro del alambre (mm)

Se recomienda que C sea mayor que 5.0, y los resortes comunes en maquinaria tienen valores de C que van de 5 a 12. Para C menor que 5,

es muy difícil dar forma al resorte, y la gran deformación necesaria puede causar grietas en el alambre. Los esfuerzos y las deflexiones de los resortes dependen de C , y una C mayor ayudará a eliminar la tendencia de un resorte a pandearse. (Mott, 2006, p. 739).

- Número de espiras

N representa el número total de espiras de un resorte. Pero en cálculos de esfuerzos y deflexiones de un resorte, algunas de las espiras son inactivas, por lo que no se consideran. Por ejemplo, en un resorte con extremos escuadrados y rectificadas, cada extremo de espira es inactiva, y el número de espiras activas, N_a , es $N-2$. Para extremos planos, todas las espiras son activas: $N_a = N$. Para extremos planos y rectificadas, $N_a = N - 1$. (Mott, 2006, p. 739).

- Paso

“El paso, p , indica la distancia axial de un punto en una espira al punto correspondiente en la siguiente espira. Las relaciones entre paso, longitud libre, diámetro de alambre y número de espiras activas se pueden apreciar en la Tabla 3”. (Mott, 2006, p. 739).

Tabla 3: Paso según extremos del resorte

Extremos del resorte	Ecuación
Extremos escuadrados y rectificadas	$Lf = p * Na + 2$ $* Dw$
Extremos solamente escuadrados	$Lf = p * Na + 3$ $* Dw$
Extremos planos y rectificadas	$Lf = p * (Na + 1)$
Extremos planos	$Lf = p * Na + Dw$

Fuente : (Mott, 2006, p. 736)

- Ángulo de paso

La figura 10 muestra la definición de ángulo de paso, λ ; observe que mientras mayor es el ángulo de paso, las espiras parecen estar más

inclinadas. La mayor parte de los diseños prácticos de resorte tienen un ángulo de paso menor que 12°. Si el ángulo es mayor que 12°, se desarrollan en el alambre esfuerzos de compresión indeseables, y las fórmulas presentadas más adelante serían imprecisas. (Mott, 2006, p. 739)

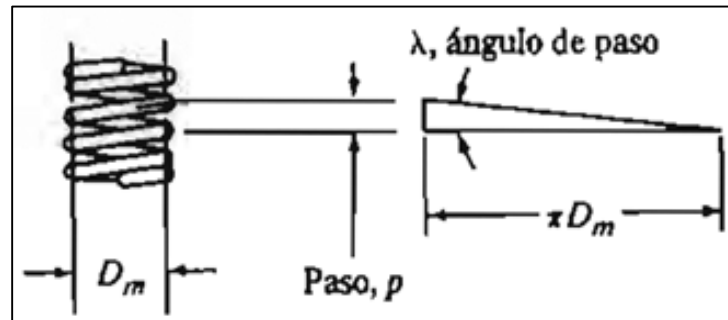


Figura 10: Notación de longitudes y fuerzas

Fuente : (Mott, 2006, p. 739)

Para el cálculo del ángulo de paso se utiliza la siguiente ecuación:

$$\lambda = \tan^{-1} \frac{p}{\pi * D_m} \dots \dots \dots (5)$$

Donde:

λ = Ángulo de paso (°)

p = Paso (mm)

D_m = Diámetro medio (mm)

- Holgura de la espira

El término holgura de espira se refiere al espacio que existe entre espiras adyacentes, cuando el resorte se comprime hasta su longitud de operación, L_o . La holgura real de espira, cc , se calcula con la siguiente ecuación:

$$cc = \frac{L_o - L_s}{N_a} \dots \dots \dots (6)$$

Donde:

cc = Holgura de la espira (mm)

L_o = Longitud de operación (mm)

L_s = Longitud comprimida (mm)

N_a = Número de espiras activas

“Un lineamiento determina que la holgura de espira sea mayor que $D_w/10$, en especial resortes con carga cilíndrica”. (Mott, 2006, p. 740).

- Esfuerzo

“Al comprimir un resorte de compresión mediante una carga axial, el alambre se tuerce. Por consiguiente, el esfuerzo desarrollado en el alambre es un esfuerzo cortante por torsión, y se puede calcular a partir de la ecuación clásica $\tau = Tc/J$ ”. (Mott, 2006, p. 744).

Cuando la ecuación se aplica en forma específica a un resorte helicoidal de compresión se necesitan algunos factores por modificación, para considerar la curvatura del alambre del resorte y el esfuerzo cortante directo que se crea cuando las espiras resisten la carga vertical. También conviene expresar el esfuerzo cortante, en función de las variables de diseño manejadas con los resortes. La ecuación que resulta para el esfuerzo se atribuye a Wahl. El esfuerzo cortante máximo, que está en la superficie interior del alambre se calcula con la siguiente ecuación:

$$\tau = \frac{8KFD_m}{\pi D_w^3} = \frac{8KFC}{\pi D_w^2} \dots \dots \dots (7)$$

Donde:

τ = Esfuerzo cortante (N/m²)

K = Factor Wahl

F = Fuerza (N)

D_w = Diámetro del alambre (m)

C = Índice del resorte

D_m = Diámetro medio (m)

Estas son dos formas de la misma ecuación, lo que se demuestra con la definición $C = D_m / D_w$. Se puede calcular el esfuerzo cortante para cualquier fuerza F aplicada. Por lo común, se considerará el esfuerzo

cuando el resorte se comprime hasta su longitud comprimida, bajo la influencia de F_s , y cuando el resorte trabaje con su carga normal máxima, F_o . (Mott, 2006, p. 744).

El factor Wahl, K , es el término con el cual se tiene en cuenta la curvatura del alambre y el esfuerzo cortante directo. Desde el punto de vista analítico, K se relaciona con C como se expresa en la siguiente ecuación:

$$K = \frac{4C-1}{4C-4} + \frac{0.615}{C} \dots\dots\dots(8)$$

Donde:

K = Factor Wahl

C = Índice del resorte

La figura 11 muestra la gráfica de K en función de C para un alambre redondo. (Mott, 2006, p. 744).

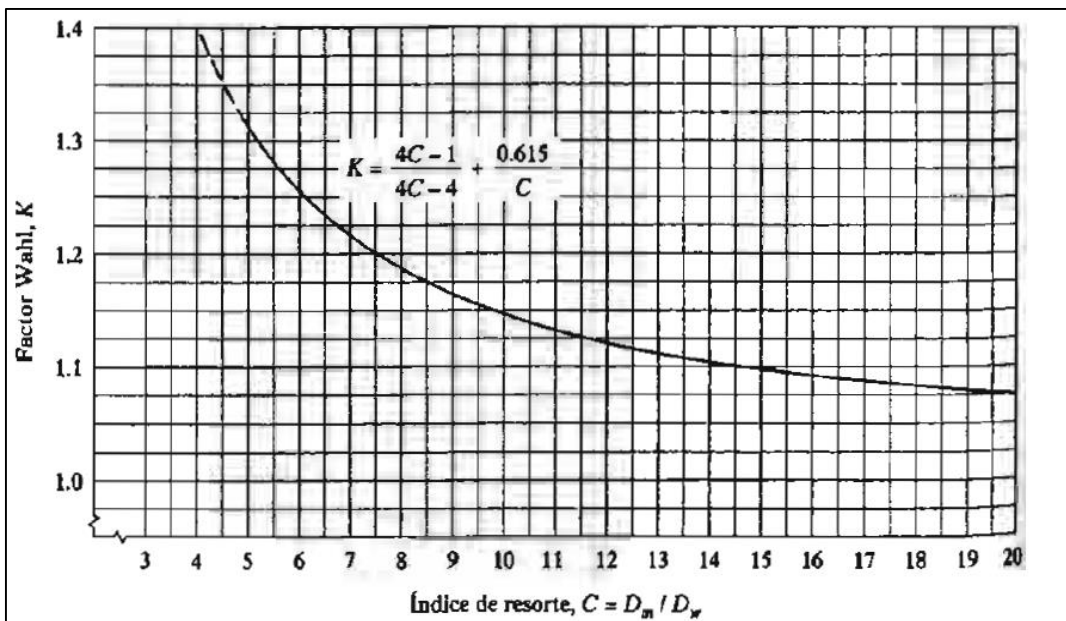


Figura 11: Factor Wahl en función del índice de resorte

Fuente: (Mott, 2006, p. 744)

- Deflexión

“Debido a que la forma principal de aplicar la carga al alambre de un resorte helicoidal de compresión es por torsión, la deflexión es calculada a partir de la ecuación del ángulo de torsión”. (Mott, 2006, p. 744).

$$\theta = \frac{TL}{GJ} \dots\dots\dots(9)$$

Donde:

θ = Ángulo de torsión en radianes

T = Par torsional aplicado

L = Longitud del alambre

G = Módulo de elasticidad del material en cortante

J = Momento polar de inercia del alambre

Para calcular la deflexión lineal del resorte, f , a partir de las variables típicas de diseño de resorte. Resultan dos ecuaciones una para módulo de elasticidad en cortante (G) y la otra para módulo de elasticidad en tensión (E):

$$f = f_0 = \frac{8FD_m^3 N_a}{GD_w^4} = \frac{KFC^3 N_a}{GD_w} \dots\dots\dots(10)$$

Donde:

f = Deflexión lineal del resorte (m)

K = Factor Wahl

F = Fuerza (N)

D_w = Diámetro del alambre (m)

D_m = Diámetro medio (m)

C = Índice del resorte

N_a = Número de espira activas

G = Módulo de elasticidad en cortante (N/m²)

$$f = f_0 = \frac{8FD_m^3 N_a}{ED_w^4} = \frac{KFC^3 N_a}{ED_w} \dots\dots\dots(11)$$

Donde:

f = Deflexión lineal del resorte (m)

K = Factor Wahl

F = Fuerza (N)

D_w = Diámetro del alambre (m)

D_m = Diámetro medio (m)

C = Índice del resorte

N_a = Número de espira activas

E = Módulo de elasticidad en tensión (N/m²)

Asimismo, en la Tabla 4 se detalla los módulos de elasticidad en cortante y tensión según el material del resorte:

Tabla 4: Módulo de elasticidad en cortante (G) y en tensión (E)

Material ASTM núm	Módulo en cortante, G		Módulo en tensión, E	
	(psi)	(GPa)	(psi)	(GPa)
Acero estimado en frío: A227	11.5 x 10 ⁶	79.3	28.6 x 10 ⁶	197
Alambre para instrumentos musicales: A228	11.85 x 10 ⁶	81.7	29.0 x 10 ⁶	200
Templado en aceite: A229	11.2 x 10 ⁶	77.2	28.5 x 10 ⁶	196
Al cromo-vanadio: A-231	11.2 x 10 ⁶	77.2	28.5 x 10 ⁶	196
Al cromo-silicio: A401	11.2 x 10 ⁶	77.2	29.5 x 10 ⁶	203
Aceros inoxidables: A313				
Tipos 302, 304, 316	10.0 x 10 ⁶	69	28.0 x 10 ⁶	193
Tipo 17-7 PH	10.5 x 10 ⁶	72.4	29.5 x 10 ⁶	203
Latón de resortes: B134	5.0 x 10 ⁶	34.5	15.0 x 10 ⁶	103
Bronce fosforado: B159	6.0 x 10 ⁶	41.4	15.0 x 10 ⁶	103
Cobre al berilio: B197	7.0 x 10 ⁶	48.3	17.0 x 10 ⁶	117
Monel y K-Monel	9.5 x 10 ⁶	65.5	26.0 x 10 ⁶	179
Inconel e Inconel-X	10.5 x 10 ⁶	72.4	31.0 x 10 ⁶	214

Nota. Los datos son valores promedios. Puede haber pequeñas variaciones por el tamaño del alambre y su tratamiento

Fuente : (Mott, 2006, p. 745)

- Pandeo

La tendencia de un resorte a pandearse aumenta a medida que el cilindro se vuelve más alto y esbelto, casi como para una columna. La figura 12 muestra gráficas de la relación crítica de deflexión a la longitud libre, en

función de la relación de longitud libre a diámetro medio del resorte. (Mott, 2006, p. 745).

En la figura se describen tres condiciones diferentes asimismo se calcula con las siguientes ecuaciones:

$$\frac{L_f}{D_m} \dots\dots\dots(12)$$

Donde:

L_f = Longitud libre (m)

D_m = Diámetro medio (m)

$$\frac{f_o}{L_f} \dots\dots\dots(13)$$

Donde:

f_o = Deflexión lineal del resorte (m)

L_f = Longitud libre (m)

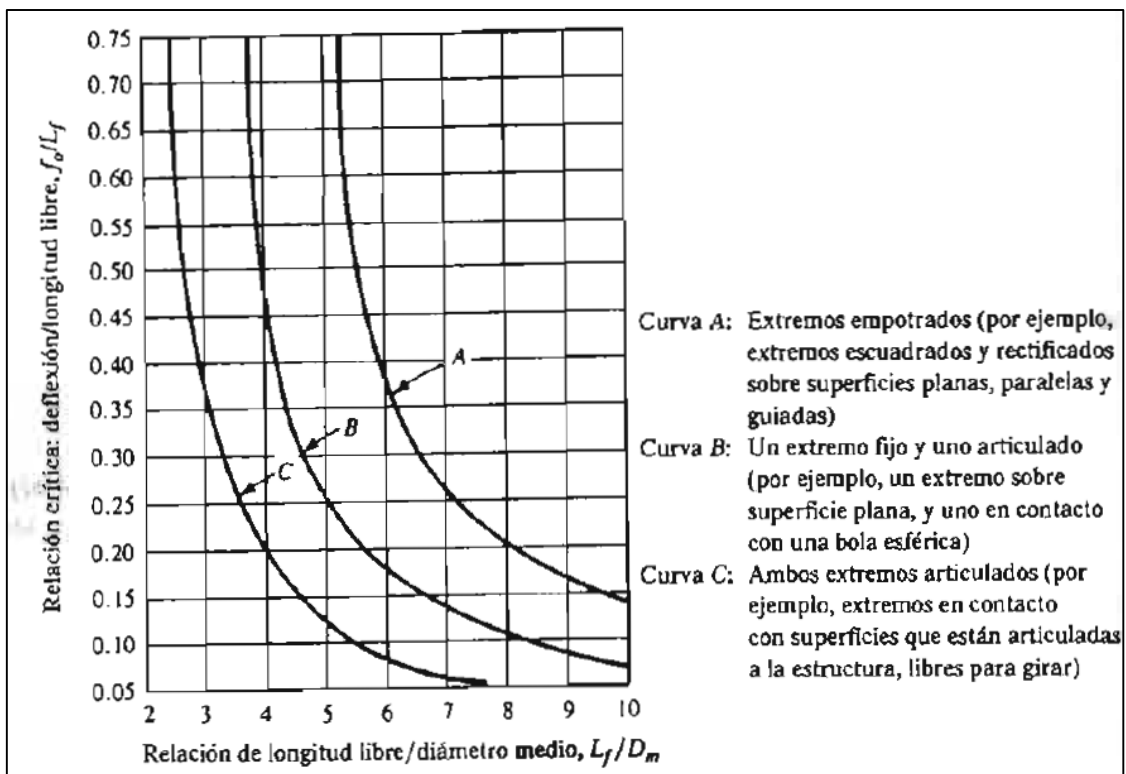


Figura 12: Criterios de pandeo de resortes

Fuente: (Mott, 2006, p. 746)

- Materiales para los resortes

En un resorte se puede usar virtualmente cualquier material elástico. Sin embargo, en la mayor parte de aplicaciones mecánicas se usa alambre metálico: de acero al alto carbón (lo más común), acero aleado, acero inoxidable, latón, bronce, cobre al berilio o aleaciones a base de níquel. La mayor parte de los materiales para resortes se obtienen con las especificaciones de la ASTM. La Tabla 5 contiene algunos materiales comunes (Mott, 2006, p. 740).

Asimismo, la resistencia de determinado material es mayor para los tamaños menores. Las figuras de la 13 a la 16 muestran los esfuerzos de diseño para cuatro materiales distintos. Como método conservador de diseño, se estila a usar la curva de servicio promedio. Se utiliza la curva de servicio ligero como límite superior de esfuerzo, cuando el resorte se comprima hasta su longitud comprimida. (Mott, 2006, p. 741).

Tabla 5: Materiales para resortes

Tipo de material	Núm ASTM	Costo Relativo	Límites de temperatura, °F
A. Aceros al alto carbón			
Estirado en frío	A227	1.0	0-250
Acero de uso general, con 0.60 a 0.70% de carbón; bajo costo			
Alambre para instrumentos musicales	A228	2.6	0-250
Acero de alta calidad, con 0.80 a 0.95% de carbón; muy alta resistencia; excelente acabado superficial; estirado en frío; buen funcionamiento con fatiga; se usa principalmente en tamaños pequeños, hasta de 0.125 pulg.			
Templado en aceite	A229	1.3	0-350
Acero de propósito general, con 0.60 a 0.70% de carbón; se usa principalmente en tamaños mayores que 0.125 pulg; no es bueno para choque o impacto.			
B. Aceros aleados			
Cromo-vanadio	A231	3.1	0-425
Buena resistencia, resistencia a la fatiga, resistencia al impacto, funcionamiento en alta temperatura, calidad de resorte de válvula			
Cromo-silicio	A401	4.0	0-475
Resistencia muy alta y buena resistencia a la fatiga y choque			

Fuente: (Mott, 2006, p. 741)

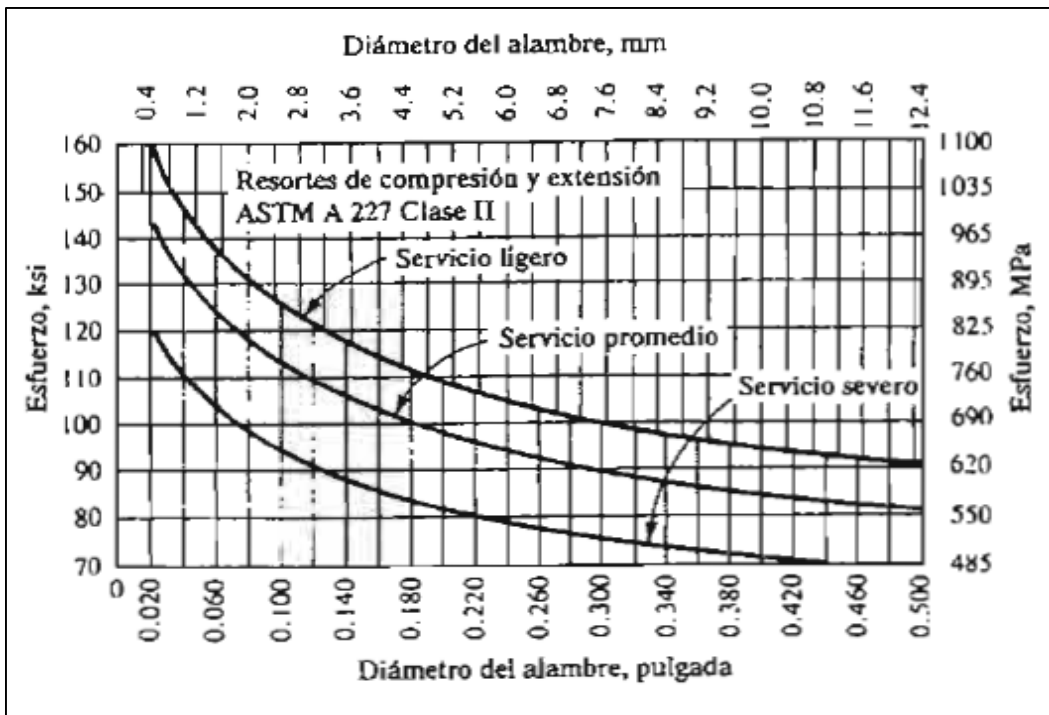


Figura 13: Esfuerzos cortantes de diseño para alambre de acero ASTM A227, estirado en frío.

Fuente: (Mott, 2006, p. 742)

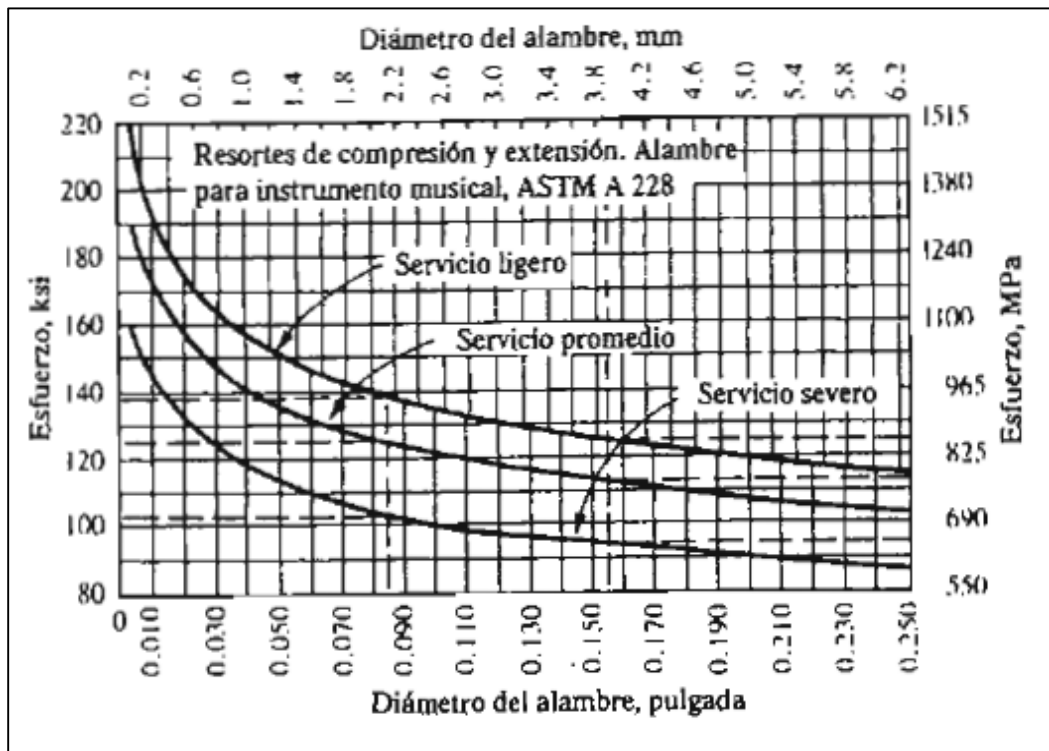


Figura 14: Esfuerzos cortantes de diseño para alambre de acero ASTM A228, alambre para instrumentos musicales.

Fuente: (Mott, 2006, p. 742)

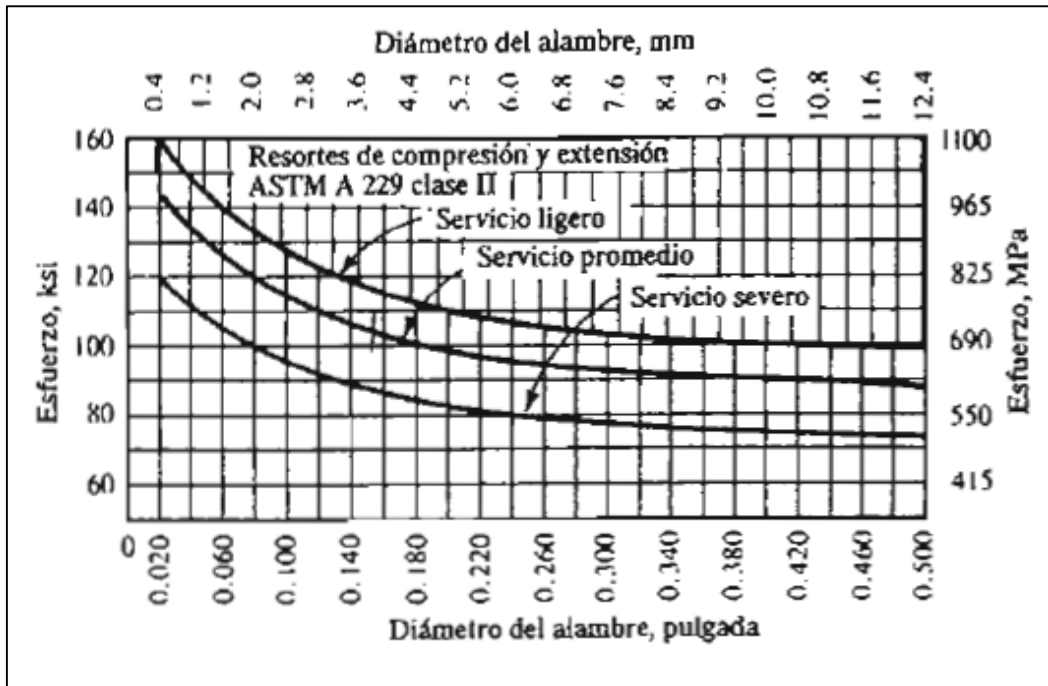


Figura 15: Esfuerzos cortantes de diseño para alambre de acero ASTM A229, templado en aceite.

Fuente: (Mott, 2006, p. 742)

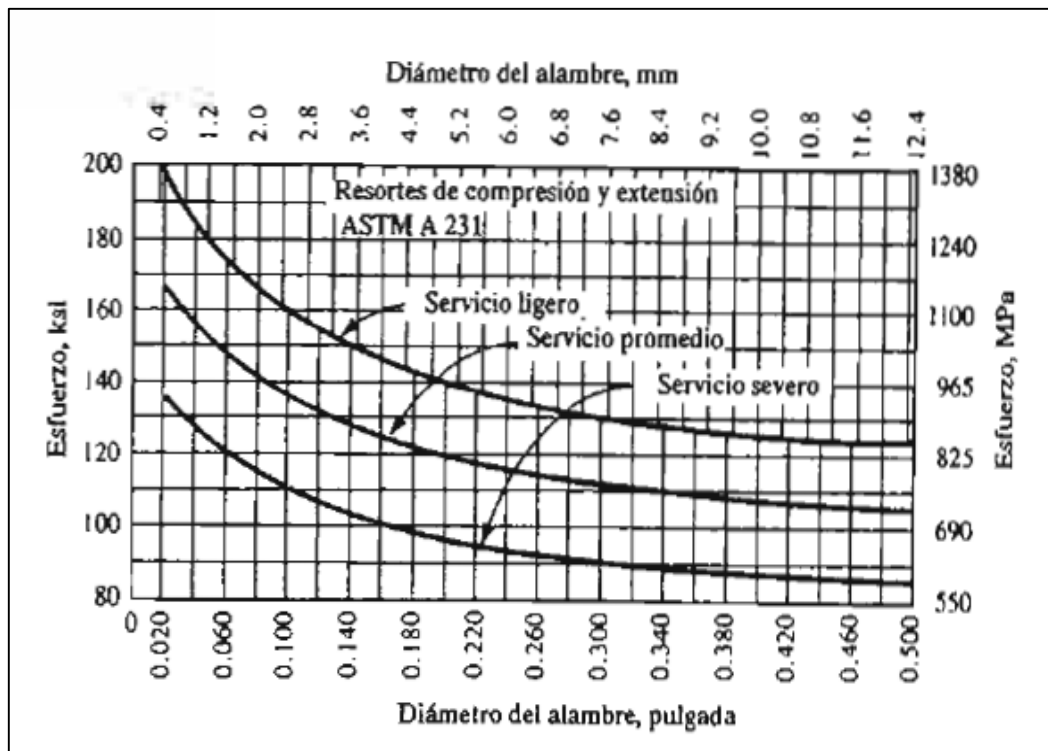


Figura 16: Esfuerzos cortantes de diseño para alambre de acero ASTM A231, aleación con cromo y vanadio

Fuente: (Mott, 2006, p. 743)

a) Resorte de Belleville

Un resorte de Belleville tiene la forma de un disco cónico estrecho, con un orificio central. Se le conoce también como arandela de Belleville, porque su aspecto es parecido al de una arandela plana. Se puede desarrollar una fuerza de resorte muy alta, en un espacio axial pequeño, con esos resortes. Si se varía la altura del cono en relación con el espesor del disco, el diseñador puede obtener una diversidad de características carga-deflexión. También, al anidar varios resortes cara a cara, o espalda con espalda, se pueden obtener numerosas características elásticas. (Mott, 2006, p. 734).

b) Resorte de torsión

Un resorte de torsión, como indica su nombre, se usa para ejercer un par torsional a medida que se flexiona, girando alrededor de su eje. El broche común de la ropa usa un resorte de torsión para producir la acción de sujeción. También se usan los resortes de torsión para hacer girar puertas a sus posiciones abierta o cerrada, o para sostener tapas de recipientes. Algunos temporizadores y otros controles usan resortes de torsión para accionar contactos de interruptor, o para producir acciones parecidas. Los resortes de torsión pueden ejercer fuerzas de empuje o de tracción mediante resortes de torsión, si un extremo del resorte se fija en el elemento que se va a accionar. (Mott, 2006, p. 734).

Resortes de Tracción

Según su uso los resortes de tracción se dividen en:

a) Resortes helicoidales de extensión

Los resortes helicoidales de extensión se parecen a los de compresión, porque tienen una serie de espiras envueltas sobre un cilindro. Sin embargo, en los resortes de extensión las espiras se tocan, o están muy cercanas en el estado sin carga. Entonces, cuando se aplica una carga externa de tensión, las espiras se separan. La fig. 17 muestra varias configuraciones de los extremos de estos resortes de extensión. (Mott, 2006, p. 732).



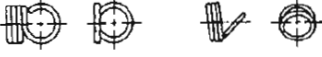


Tipo	Configuración de los extremos
Espira o gancho torcido	
Espira o gancho cruzado al centro	
Espira o gancho lateral	
Gancho extendido	
Extremos especiales	

Figura 17: Configuraciones de extremos para resortes de extensión

Fuente : (Mott, 2006, p. 734)

b) Resorte de barra de tracción

El resorte de barra de tracción contiene un resorte helicoidal de compresión normal con dos alambres conformados que se insertan en el interior. Con ese diseño puede ejercerse una fuerza de tensión, al tirar de las espiras y al mismo tiempo poner el resorte en compresión. También proporciona un tope definido, cuando el resorte de compresión se comprime hasta su longitud comprimida. (Mott, 2006, p. 733).

c) Muelles de hojas

Los muelles de hojas están hechos con una o más bandas planas de latón, bronce, acero u otros materiales, y se cargan como vigas simples o en voladizo. Pueden proporcionar una fuerza de empuje o tracción, al flexionarse respecto de su condición libre. Con ellos, pueden ejercerse grandes fuerzas en un espacio pequeño. Al adaptar la geometría de las hojas, y anidar hojas de distintas dimensiones, el diseñador puede obtener características especiales de esfuerzo y deflexión. El diseño de muelles de hojas aplica los principios del análisis de esfuerzo y deflexión que se presentan en los cursos de resistencias de materiales. (Mott, 2006, p. 734).

d) Resortes de fuerza constante

Los resortes de fuerza constante tienen la forma de una cinta enrollada. La fuerza que se requiere para apartar la cinta del espiral es casi constante, dentro de una gran longitud de tracción. La magnitud de la fuerza depende del ancho, espesor y radio de curvatura de la espiral, y del módulo de elasticidad del material del resorte. En forma básica, la fuerza se relaciona con la deformación de la cinta, desde su forma original curva, hasta su forma final recta. (Mott, 2006, p. 735).

Resorte Radial

Según su uso el resorte radial más usado es el siguiente:

a) Resortes toroidales

Los resortes toroidales son de alambres enrollados y con forma de un anillo continuo por lo que ejercen una fuerza radial alrededor de la periferia del objeto al que se aplican. Con distintos diseños, se pueden producir fuerzas hacia el interior o hacia el exterior. La acción elástica es parecida a la de un resorte de extensión. (Mott, 2006, p. 734).

Resortes de torque

Según su uso el resorte de torque más usado es el siguiente:

a) Resorte de potencia

Los resortes de potencia, denominados también motores de cuerda o de cuerdas de reloj, están fabricados con acero plano para resortes, enrollado en espiral. El resorte ejerce un par torsional al tender a desenrollar la espiral. (Mott, 2006, p. 735).

Electrónica del simulador

Nuestro simulador de reanimación cardiopulmonar contará con un microcontrolador, sensores y una interfaz de comunicación Bluetooth. Los cuales se encargaran de procesar los datos obtenidos del simulador

durante el entrenamiento y posterior a ellos nos brinde un diagnóstico de efectividad al usuario.

Microcontrolador

Un microcontrolador es un circuito integrado o “chip” (es decir, un dispositivo electrónico que integra en un solo encapsulado un gran número de componentes) que tiene la característica de ser programable. Es decir, que es capaz de ejecutar de forma autónoma una serie de instrucciones previamente definidas por nosotros. (Torrente, 2013, p. 62). (Fig. 18).

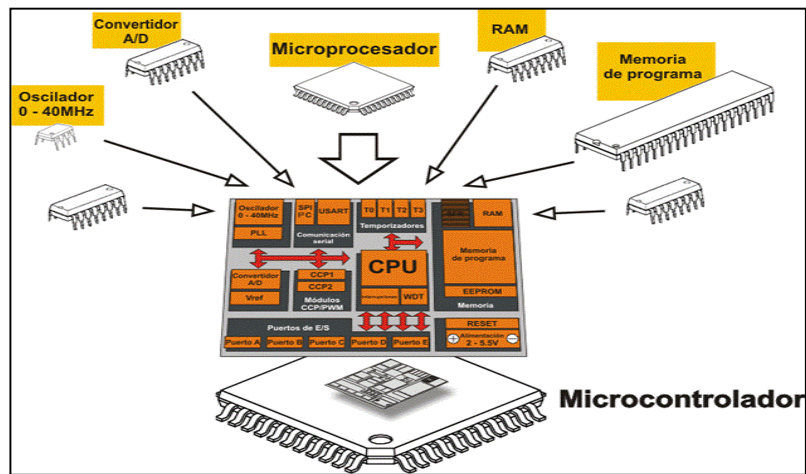


Figura 18 : Arquitectura de un microcontrolador

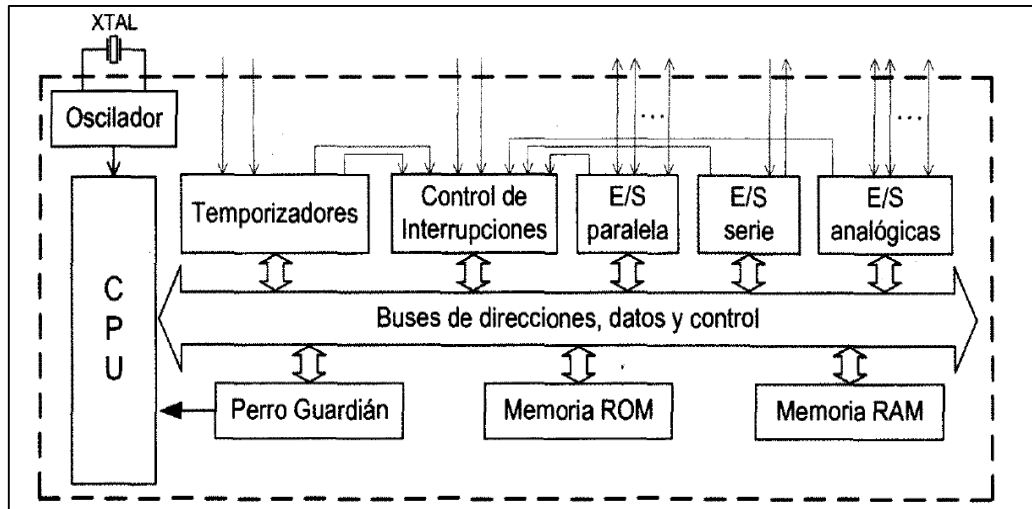
Fuente : <http://microsintrouccion.blogspot.com/2014/04/arquitectura-interna-y-externa-del.html#>

a) Componentes de un microcontrolador

Un microcontrolador cobina los recursos fundamentales disponibles en un microcomputador, es decir, la unidad central de procesamiento (CPU), la memoria y los recursos de entrada y salida, en un único circuito integrado. La figura 19 muestra el diagrama de bloques general de un microcontrolador. (Valdés y Pallás, 2007, p. 14).

Figura 19 : Esquema de bloques general de un microcontrolador

Fuente : (Valdés y Pallás, 2007, p. 14)



Los microcontroladores disponen de un oscilador que genera los pulsos que sincronizan todas las operaciones internas. El oscilador puede ser del tipo RC, aunque generalmente se prefiere que esté controlado por un cristal de cuarzo (XTAL) debido a su gran estabilidad de frecuencia. La velocidad de ejecución de instrucciones del programa está en relación directa con la frecuencia del oscilador del microcontrolador.

Igual que en un microcomputador, la CPU es el “cerebro” del microcontrolador. Esta unidad trae las instrucciones del programa, una a una, desde la memoria donde están almacenadas, las interpreta (decodifica) y hace que se ejecuten. En la CPU se incluyen de la ALU para realizar operaciones aritméticas y lógicas elementales con los datos binarios.

La CPU de un microcontrolador dispone de diferentes registros, algunos de propósito general y otros para propósitos específicos. Entre estos últimos están el Registro de Instrucción, el Acumulador, el Registro de Estado, el Contador de Programa, el Registro de Direcciones de Datos y el Puntero de Pila. (Valdés y Pallás, 2007, p. 14).

- Registro de Instrucciones

“El Registro de Instrucciones (RI) almacena la instrucción que está siendo ejecutada por la CPU. El RI es invisible para el programador”. (Valdés y Pallás, 2007, p. 14).

- Acumulador

El Acumulador (ACC: Accumulator) es el registro asociado a las operaciones aritméticas u lógicas que se pueden realizar en la ALU. En cualquier operación, uno de los datos debe estar en el ACC y el resultado se obtiene en el ACC. El ACC no existe en los microcontroladores PIC, que tienen en cambio el registro W (Working Register), con características muy parecidas a las del ACC. (Valdés y Pallás, 2007, p. 15).

- Registro de Estado

El Registro de Estado (STATUS) agrupa los bits indicadores de las características del resultado de las operaciones aritméticas y lógicas realizadas en la ALU. Entre estos indicadores están el signo de resultado (si es positivo o negativo), si el resultado es cero, si hay acarreo o préstamo, el tipo de paridad (par o impar) del resultado, etc. (Valdés y Pallás, 2007, p. 15).

- Contador de Programa

El Contador de Programa (PC: Program Counter) es el registro de la CPU donde se almacenan direcciones de instrucciones. Cada vez que la CPU busca una instrucción en la memoria, el PC se incrementa, apuntando así a la siguiente instrucción. En un instante de tiempo dado, el PC contiene la dirección de la instrucción que será ejecutada a continuación. Las instrucciones de transferencia de control modifican el valor del PC. (Valdés y Pallás, 2007, p. 15).

- Registro de Direcciones de Datos

El Registro de Direcciones de Datos (RDD) almacena direcciones de datos situados en la memoria. Este registro es indispensable para el direccionamiento indirecto de datos de memoria. El RDD toma diferentes

nombres según el microcontrolador. En los PICm el RDD es el registro FSR (File Select Register). (Valdés y Pallás, 2007, p. 15).

- Memoria del Microcontrolador

La memoria del microcontrolador es el lugar donde son almacenadas las instrucciones del programa y los datos que manipula. En un microcontrolador siempre hay dos tipos de memoria: la memoria RAM (Random Access Memory) y la memoria ROM (Read Only Memory). La memoria RAM es una memoria de lectura y escritura, que además es volátil, es decir, pierde la información almacenada cuando falta la energía que alimenta la memoria. La memoria ROM es una memoria de solo lectura y no volátil. Las diferentes tecnologías para realizar las memorias de solo lectura (ROM, EPROM, EEPROM, OPT, FLASH). (Valdés y Pallás, 2007, p. 15).

- Entradas y Salidas del Microcontrolador

La entrada y salida es particularmente importante en los microcontroladores, pues a través de ella el microcontrolador interactúa con el exterior. Forman parte de la entrada y salida los puertos paralelo y serie, los temporizadores y la gestión de las interrupciones. El microcontrolador puede incluir también entradas y salidas analógicas asociadas a convertidores A/D y D/A. Tienen particular importancia los recursos que garantizan un funcionamiento seguro del microcontrolador, como el denominado perro guardián. (Valdés y Pallás, 2007, p. 16).

- El perro guardián

El perro guardián (WDT: Watchdog Timer) es un recurso disponible en muchos microcontroladores. La figura 20 muestra el esquema básico de un perro guardián. Consta de un oscilador y un contador binario de N bits. El oscilador puede ser el oscilador principal del microcontrolador, aunque se prefiere un oscilador independiente. La salida de la última etapa del contador va conectada al circuito de reset del microcontrolador. El conteo

no se puede detener de ninguna forma, pero el contador se puede borrar (poner a 0) desde el programa. (Valdés y Pallás, 2007, p. 17).

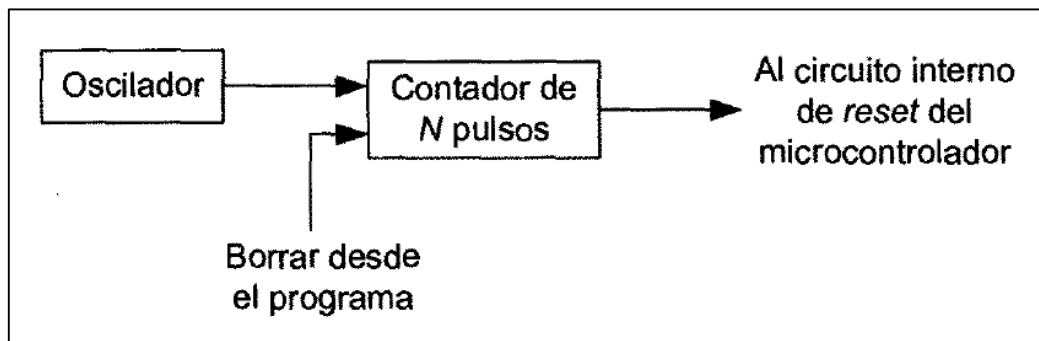


Figura 20 : Esquema básico de un perro guardián.

Fuente : (Valdés y Pallás, 2007, p. 17)

“El funcionamiento del perro guardián es como sigue. El oscilador envía sus pulsos periódica y permanentemente a la entrada de reloj del contador. Si el contador llega a contar los N pulsos, se desborda, su salida se activa y produce el reset del microcontrolador”. (Valdés y Pallás, 2007, p. 17).

- Reset

El reset es una acción con la cual se "inicia" el trabajo de los microprocesadores y microcontroladores. Esta acción se ejecuta cuando se aplica una señal - denominada de reset- a un terminal, designado también como reset. El efecto práctico de la señal es poner el contador de programa (PC) en un valor predeterminado (por ejemplo, PC = 0), haciendo así que el microprocesador o microcontrolador comience a ejecutar las instrucciones que están a partir de esa posición de memoria apuntada por el PC. (Valdés y Pallás, 2007, p. 18).

En un microcomputador, la señal de reset se genera manualmente al pulsar un botón (reset manual) o cuando se pone en marcha el sistema (reset por encendido). La figura 21 muestra un circuito utilizado comúnmente para excitar el terminal de reset de un microprocesador o microcontrolador, y que facilita el reset manual y el reset por encendido. En el esquema mostrado, V_{RESET} es la tensión aplicada en el terminal RESET y V_{UMBRAL} es la tensión umbral de dicho terminal. Si $V_{RESET} < V_{UMBRAL}$, el microcontrolador interpreta que en el terminal hay un valor lógico "0" (RESET = 0); si $V_{RESET} > V_{UMBRAL}$, se interpreta que en el terminal hay un valor lógico "1" (RESET = 1). Tal como se indica en la figura, la acción de reset tiene lugar cuando el terminal toma el valor lógico "0". El circuito formado por la resistencia R y el condensador C tiene una constante de tiempo $\tau = RC$. (Valdés y Pallás, 2007, p. 18).

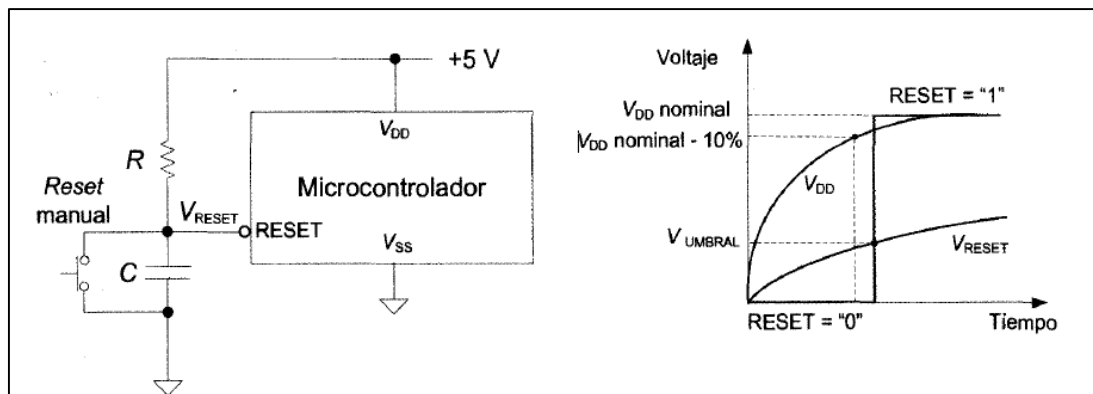


Figura 21 : Circuito y comportamiento temporal del reset

Fuente : (Valdés y Pallás, 2007, p. 18)

Cuando se pone en marcha el sistema, la tensión de alimentación de 5 V va cargando a través de R . Si es suficientemente grande, V_{RESET} es inferior a V_{UMBRAL} durante el tiempo que la tensión de alimentación tarda en alcanzar el valor adecuado para que el microcontrolador trabaje de forma confiable. (Valdés y Pallás, 2007, p. 19).

- Bajo Consumo

Un parámetro importante en los microcontroladores es su consumo de corriente. Hay un gran número de aplicaciones (por ejemplo, la telefonía móvil) que requieren que el dispositivo sea alimentado mediante baterías.

Un bajo consumo de corriente conlleva una mayor duración de la batería. (Valdés y Pallás, 2007, p. 19)

El consumo de corriente en un circuito integrado depende fundamentalmente de tres factores: la tecnología de fabricación, la frecuencia del oscilador y la tensión de alimentación. En la fabricación de los microcontroladores se usa tecnología CMOS precisamente por el bajo nivel de corriente que necesita para funcionar. En condiciones estáticas (frecuencia cero), las puertas CMOS prácticamente no consumen corriente. Cuando la puerta permanece estática en uno de los estados lógicos "0" ó "1", la corriente que circula por ella es en teoría igual a cero y en la práctica es muy pequeña y se debe a la corriente de fuga de los transistores. El consumo de corriente significativo tiene lugar sólo durante la conmutación entre los niveles lógicos. Por lo tanto, dado que al aumentar la frecuencia del oscilador aumenta la frecuencia de las conmutaciones, aumenta también el consumo de corriente del dispositivo. (Valdés y Pallás, 2007, p. 20).

Entre los tipos de microcontroladores más usados en el mercado son los siguientes:

a) Microcontroladores PIC

Los microcontroladores PIC se pueden clasificar, atendiendo al tamaño de sus instrucciones, en tres grandes grupos o gamas: microcontroladores con instrucciones de 12 bits (Gama baja), microcontroladores con instrucciones de 14 bits (Gama media) y microcontroladores con instrucciones de 16 bits (Gama alta).

Los microcontroladores PIC también se agrupan en cinco grandes familias: PIC10, PIC12, PIC16, PIC17 y PIC18. Los PIC10 son, básicamente, microcontroladores de 6 terminales. La familia de los PIC12 agrupa a los microcontroladores disponibles en encapsulado de 8 terminales. Algunas de estas cinco familias tienen numerosas subfamilias, como sucede con los PIC16. Además, algunas de estas familias incluyen dispositivos de más de una gama, como los PIC16 y PIC12, que tienen dispositivos de gama baja y media. Los PIC17 y PIC18 son de gama alta.

El criterio empleado para clasificar un PIC dentro de una familia es, pues, un tanto complejo. La Tabla 6 es una ayuda para ubicar los PIC. (Valdés y Pallás, 2007, p. 45).

Tabla 6: Tabla de relación familia – gama en los microcontroladores PIC.

Familia	Gama			Rango distintivo
	Baja	Media	Alta	
PIC10	X			6 terminales
PIC12X5	X			8 terminales
PIC12 (excepto PIC12X5)		X		8 terminales
PIC16X5	X			-
PIC16 (excepto PIC16X5)		X		-
PIC17			X	-
PIC18			X	Gama alta mejorada

Fuente: (Valdés y Pallás, 2007, p. 45)

b) Microcontroladores AVR de ATMEL

Los microcontroladores AVR incluyen un procesador RISC de 8 bits, su arquitectura es del tipo Harvard y sus operaciones se realizan bajo un esquema Registro-Registro. Se basan en un núcleo cuya arquitectura fue diseñada por Alf-Egil Bogen y Vegard Wollan, estudiantes del Instituto Noruego de Tecnología, arquitectura que posteriormente fue refinada y desarrollada por la firma Atmel. El término AVR no tiene un significado implícito, a veces se considera como un acrónimo en el que se involucra a los diseñadores del núcleo, es decir AVR puede corresponder con Alf-Vegard-RISC. El núcleo es compartido por más de 50 miembros de la familia, proporcionando una amplia escalabilidad entre elementos con diferentes recursos. En la figura 22 se ilustra este hecho, los miembros con menos recursos caen en la gama Tiny, los miembros con más recursos pertenecen a la categoría Mega, además de que se cuenta con miembros orientados para aplicaciones específicas. (Santiago, 2012, p. 35).

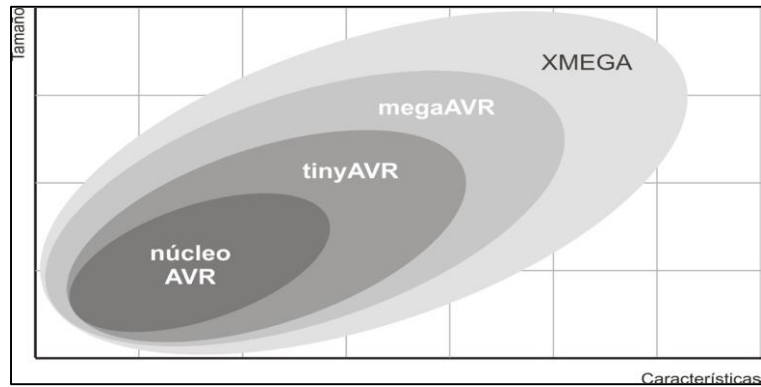


Figura 22 : Escalabilidad entre dispositivos que comparten el núcleo

Fuente : (Santiago, 2012, p. 35)

- ATmega328P

El microcontrolador ATmega328P tiene una arquitectura de tipo AVR (Fig. 23), arquitectura desarrollada por Atmel y en cierta medida “competencia” de otras arquitecturas como por ejemplo la PIC del fabricante Microchip. Más concretamente, el ATmega328P pertenece a la subfamilia de microcontroladores “megaAVR”. La “P” del final significa que este chip incorpora la tecnología “Picopower” (propietaria de Atmel), la cual permite un consumo eléctrico sensiblemente menor. (Torrente, 2013, p. 74).

Atmel ATmega328P			
(PCINT14/RESET) PC6	1	[A5] 28	PC5 (ADC5/SCL/PCINT13)
(PCINT16/RXD) PD0	2 [0]rx	[A4] 27	PC4 (ADC4/SDA/PCINT12)
(PCINT17/TXD) PD1	3 [1]tx	[A3] 26	PC3 (ADC3/PCINT11)
(PCINT18/INT0) PD2	4 [2]	[A2] 25	PC2 (ADC2/PCINT10)
(PCINT19/OC2B/INT1) PD3	5 [3]~	[A1] 24	PC1 (ADC1/PCINT9)
(PCINT20/XCK/T0) PD4	6 [4]	[A0] 23	PC0 (ADC0/PCINT8)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
(PCINT6/XTAL1/TOSC1) PB6	9	20	AVCC
(PCINT7/XTAL2/TOSC2) PB7	10	[13] 19	PB5 (SCK/PCINT5)
(PCINT21/OC0B/T1) PD5	11 [5]~	[12] 18	PB4 (MISO/PCINT4)
(PCINT22/OC0A/AIN0) PD6	12 [6]~	~[11] 17	PB3 (MOSI/OC2A/PCINT3)
(PCINT23/AIN1) PD7	13 [7]	~[10] 16	PB2 (\overline{SS} /OC1B/PCINT2)
(PCINT0/CLKO/ICP1) PB0	14 [8]	~[9] 15	PB1 (OC1A/PCINT1)

Figura 23 : ATmega328P – Registro de entradas/salidas

Fuente: <http://www.cartagena99.com/recursos/alumnos/apuntes/>

Sensores

“Un sensor es un dispositivo que, a partir de la energía del medio donde se mide, da una señal de salida transducible que es función de la variable medida”. (Pallás, 2004, p. 3).

Existen diferentes tipos de sensores como se aprecia a continuación:

- Sensor óptico

Los medidores de proximidad ópticos constan de dos elementos principales: 1) emisor de luz infrarroja y 2) elemento fotosensible, conocido como receptor; en general, los encapsulados están en un solo dispositivo. (Corona, 2014, p. 142). (Fig. 24).



Figura 24: Sensor óptico

Fuente : (Corona, 2014, p. 144)

La configuración más utilizada para medir proximidad con este tipo de sensores se conoce como configuración de foco fijo, donde la intensidad de la señal registrada en el receptor depende de la proximidad del objeto al emisor. Esta configuración se utiliza para medidores de proximidad. (Fig. 25). (Corona, 2014, p. 142).

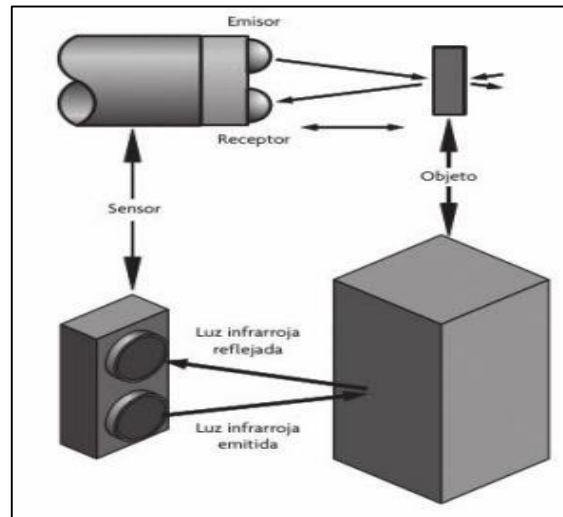


Figura 25: Configuraciones para medir proximidad

Fuente : (Corona, 2014, p. 144)

- Sensor de ultrasonido

Los sensores de ultrasonido son muy utilizados en sistemas de medición no invasivos para determinar la distancia del emisor a un objeto dado. Por ejemplo, en la mayoría de los vehículos se usan para avisar al conductor la proximidad de un objeto cuando maneja de reversa, otra aplicación es la medición de distancias, profundidades y alturas que cambian dinámicamente. Las principales ventajas de este tipo de sensado es que, al realizar la medición no invasiva, es decir, que no requiere contacto alguno para realizar la medida, la variedad de objetos que es posible medir es muy amplia. Debido a la naturaleza de la señal ultrasónica, es posible realizar mediciones en superficies variadas, líquidas y en ambientes hostiles.

Se dice que una onda sonora es ultrasónica cuando está por encima de la frecuencia audible para el oído humano, esto es, por encima de los 20 KHz aproximadamente. Un sensor ultrasónico se auxilia del efecto Doppler, ya que un elemento ultrasónico (considerado emisor) emite una onda ultrasónica, la cual es absorbida en parte y reflejada en parte por el objeto a medir, así, a través de la medición de la atenuación de la onda percibida por el receptor, el tiempo que le toma a esta ser percibida por el receptor, o por la presencia o ausencia de dicha onda en el emisor, es

posible obtener características de la variable física que sea determinar. (Corona, 2014, p. 142). (Fig. 26).

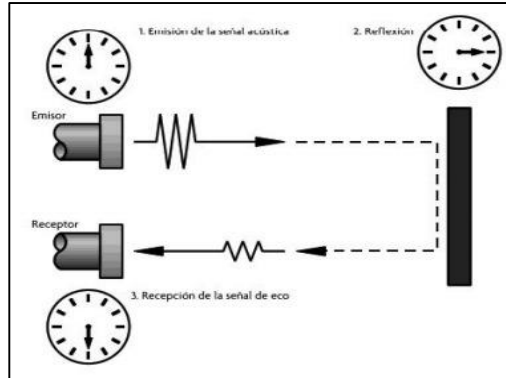


Figura 26: Principio del sensor de ultrasonido

Fuente : (Corona, 2014, p. 144)

Con base en el montaje de la figura 26, a través de la siguiente ecuación es posible calcular el tiempo que tarda el receptor en percibir la señal reflejada en el objeto a medir:

$$d = \frac{1}{2} * v_s * t \dots \dots \dots (14)$$

Donde:

d = Distancia del emisor-receptor al objeto (m)

v_s = Velocidad del sonido

t = Tiempo transcurrido (s)

- Sensor Piezoresistivo

El principio de piezoresistivo es muy utilizado para realizar mediciones de fuerza deformación distintos tipos de sensores usan este principio para lograr la transducción de fuerza o deformación a una señal eléctrica, los sensores basados en el principio piezoresistivo más populares son las galgas extensométricas sin embargo existen otros dispositivos que utilizan el mismo principio, pero con elementos diferentes a las galgas. Algunos ejemplos de dichos dispositivos pueden ser los elastómeros conductores o las fibras de carbono. (Corona, 2014, p. 210).

La piezoresistividad se define como la relación entre la resistencia eléctrica y la deformación. Por ejemplo, en un material en estado de reposo, los átomos que lo conforman están en estado de equilibrio, pero si en un instante dado dicho material sufre una deformación, los átomos de la celda unitaria presentarán un movimiento relativo, modificando su resistividad, denominándolo, por esa razón, como material piezoresistivo (cabe aclarar que la diferencia entre la resistencia de un material y su resistividad es que la resistencia depende del volumen del material a tratar, mientras que la resistividad es una característica intrínseca que está relacionada con el hecho de cómo están acomodados los átomos en la celda unitaria que conforma a dicho material). Por tanto, es posible afirmar, de manera general, que la variación en la resistividad de un material debido a una deformación es lineal, siempre y cuando la deformación sea relativamente pequeña. (Corona, 2014, p. 3). (Fig. 27).

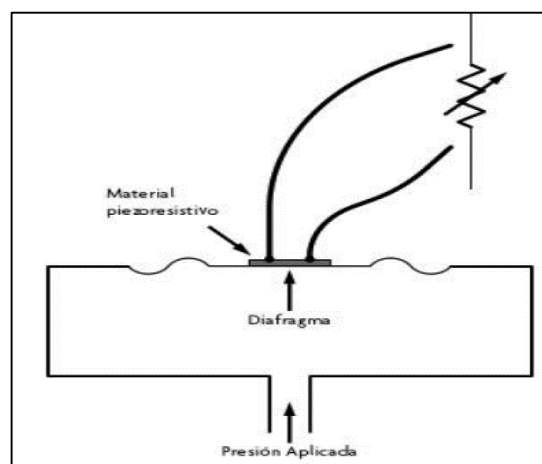


Figura 27: Funcionamiento sensor piezoresistivo

Fuente : (Corona, 2014, p. 3)

Para utilizar este tipo de principio, el material piezoresistivo comúnmente se conecta en forma de una resistencia dentro de un circuito eléctrico, por lo que al aplicar una diferencia de potencial al circuito es posible medir un voltaje entre las terminales del material piezoresistivo. Si se considera que la corriente que circula a través de este circuito es constante, el voltaje entre sus terminales variará si se deforma el material. En general, la deformación en el material se induce por la aplicación de una presión, ya

que este tipo de materiales se usa primordialmente en sensores de presión. (Corona, 2014, p. 4).

- Sensor FSR®

El sensor FSR® está basado en el efecto piezoresistivo (Fig. 28 y Fig. 29) pero, a diferencia de las galgas extensométricas, su resistencia eléctrica no varía ante una deformación. Para obtener un cambio en la resistencia eléctrica del sensor es necesario aplicar una fuerza sobre el extremo circular del sensor; cuando la resistencia deja de disminuir, aunque se continúe aumentando la fuerza aplicada, se dice que se ha saturado el sensor; es decir, hemos alcanzado la máxima fuerza que es capaz de medir el sensor. (Corona, 2014, p. 221).



Figura 28: Sensor FSR®

Fuente : (Corona, 2014, p. 221)

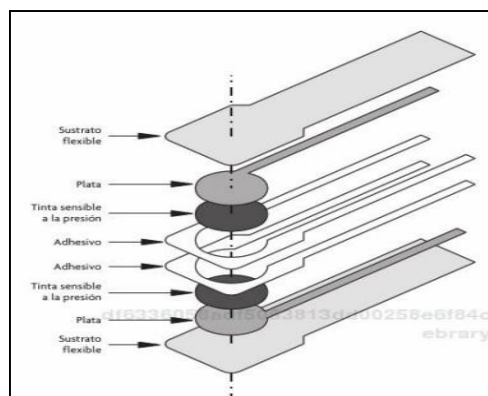


Figura 29: Estructura del sensor FSR®

Fuente: (Corona, 2014, p. 221)

- Flex sensor

Es un sensor que puede clasificarse como piezoresistivo, el cual está constituido por elementos resistivos de carbono dispuestos en arreglo en general lineal. En este arreglo se colocan los elementos sobre un estrato conductor que a su vez se deposita sobre un sustento flexible. La resistencia de un flex sensor varía cuando este es flexionado. El cambio de resistencia del sensor está directamente relacionado con la deflexión que se aplique sobre este, aunque no en términos de la deflexión del sensor sino del radio de curvatura del sensor después de ser flexionado, entre mayor sea la curvatura, mayor será la resistencia del sensor y viceversa. (Corona, 2014, p. 225). (Fig. 30).

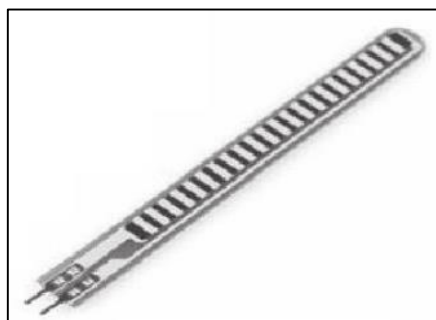


Figura 30: Flex sensor

Fuente: (Corona, 2014, p. 225)

- Sensor de Presión

Un sensor de presión es un transductor, en general de voltaje, entre la fuerza aplicada en un área determinada y una señal eléctrica. Por esta razón, es importante especificar que un sensor de presión es una aplicación específica de sensores de fuerza; asimismo, lo que distinguen a los sensores de fuerza convencionales de los sensores de presión es que los sensores de presión, en general, cuentan con un diafragma, el cual es el área efectiva en la que se mide la fuerza ejercida. De esta manera, es posible determinar la fuerza por unidad de área.

Los sensores de presión están divididos en dos grandes grupos, diferenciales o absolutos (Fig. 31); ya sean diferenciales o absolutos, este

tipo de sensores tiene la capacidad de medir presión estática, presión dinámica o presión total. (Corona, 2014, p. 236).

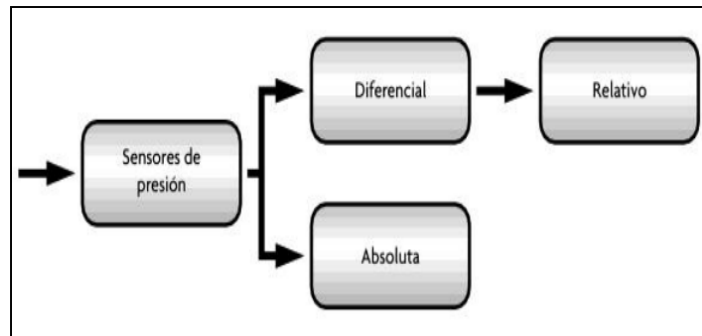


Figura 31 : Clasificación de los sensores de presión

Fuente : (Corona, 2014, p. 236)

- Sensores de Presión Absoluta (P_{abs})

Los sensores de presión absoluta (P_{abs}) tienen una cámara sellada (Fig. 32), la cual contiene la presión de referencia (P_{ref}); en general, se escoge vacío para la representación de la presión cero, con la finalidad de evitar compensaciones complejas por la variación de presión que existiría en la cámara de referencia debida a cambios de temperatura. (Corona, 2014, p. 236).

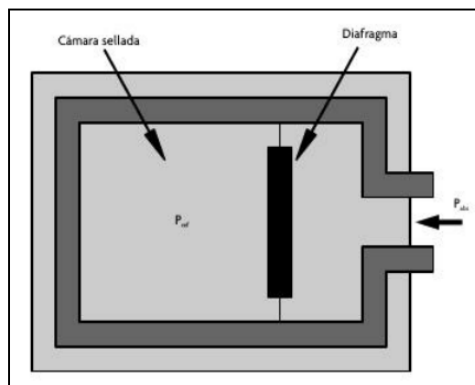


Figura 32 : Sensor de Presión absoluta

Fuente : (Corona, 2014, p. 236)

- Sensores de Presión Diferencial

Los sensores de presión diferenciales (Fig. 33) funcionan, tal como su nombre lo indica, bajo el precepto de una diferencia de presiones entre una presión de referencia dada (P_1) y una segunda presión detectada

(P2). Si la presión de referencia es la presión barométrica, entonces se dice que el sensor es un sensor de presión relativo.

En sensores de presión diferenciales, el diafragma debe ser diseñado de tal modo que pueda lidiar con cambios de temperatura, humedad o cualquier condición ambiental a la que este expuesto. De manera general, en estos sensores el fluido que esté midiendo el sensor P1 y P2 es el mismo. (Corona, 2014, p. 237).

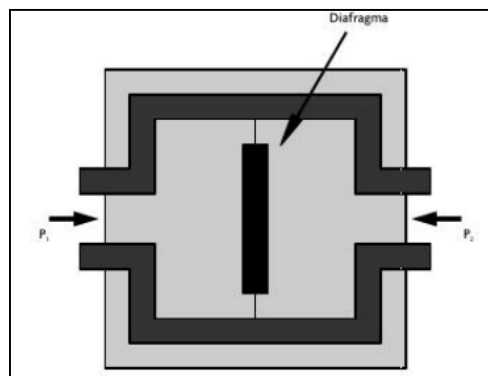


Figura 33 : Sensor de Presión diferencial

Fuente : (Corona, 2014, p. 236)

Interfaz de comunicación de Bluetooth

Bluetooth es el nombre de una especificación industrial (estandarizada oficialmente con el nombre de IEEE 802.15.1) que define las características de un tipo de redes inalámbricas de corto alcance. Su principal uso es proporcionar un protocolo de comunicación entre distintos dispositivos electrónicos de consumo (computadores, impresoras, teléfonos, cámaras digitales, dispositivos de audio, etc.) relativamente próximos (a unos pocos metros de distancia) sin que haya la necesidad de llevar un control explícito por parte del usuario de direccionamientos de red, permisos y otros aspectos típicos de redes tradicionales. La principal ventaja de usar Bluetooth es que permite simplificar el descubrimiento y configuración automática de dispositivos cercanos, ya que estos pueden indicarse entre sí los servicios que ofrecen de forma autónoma.

El estándar Bluetooth utiliza para la transmisión de voz y datos un enlace de radiofrecuencia en la banda ISM de los 2,4 GHz. Las bandas ISM

(“Industrial, Scientific and Medical”) están reservadas internacionalmente para el uso no comercial de radiofrecuencia electromagnética. Esto quiere decir que se pueden utilizar abiertamente por todo el mundo sin necesidad de licencia, simplemente respetando las regulaciones que limitan los niveles de potencia transmitida. (Torrente, 2013, p. 545).

Para el envío de información del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto a un dispositivo móvil (Smartphone) que tenga sistema operativo Android se utilizará el módulo Bluetooth HC-05. (Fig. 34).



Figura 34 : Módulo Bluetooth HC-05

Fuente : <http://hobbycomponents.com/wired-wireless/432-hc-05-master-slave-bluetooth-module>

Informática del simulador

En la parte informática veremos los Software's que se utilizarán tanto para la programación del microcontrolador y la programación de la aplicación para Smartphones con sistema operativo Android.

Arduino

Arduino es en realidad tres cosas: Una placa hardware libre, un software libre y un lenguaje de programación libre. Para el diseño e implementación

del simulador de reanimación cardiopulmonar solamente usaremos la segunda y tercera definición. (Torrente, 2013, p. 63). (Fig. 35).

Un software (más en concreto, un “entorno de desarrollo”) gratis, libre y multiplataforma (ya que funciona en Linux, MacOS y Windows) que debemos instalar en nuestro ordenador y que nos permite escribir, verificar y guardar (“cargar”) en la memoria del microcontrolador ATmega328P el conjunto de instrucciones que deseamos que este empiece a ejecutar. (Torrente, 2013, p. 64).

Un lenguaje de programación libre. Por “lenguaje de programación” se entiende cualquier idioma artificial diseñado para expresar instrucciones (siguiendo unas determinadas reglas sintácticas) que pueden ser llevadas a cabo por máquinas. Concretamente dentro del lenguaje Arduino, encontramos elementos parecidos a muchos otros lenguajes de programación existentes (como los bloques condicionales, los bloques repetitivos, las variables, etc.), así como también diferentes comandos asimismo llamados “órdenes” o “funciones” que nos permiten especificar de una forma coherente y sin errores las instrucciones exactas que queremos programar en el microcontrolador ATmega328P. (Torrente, 2013, p. 65).



Figura 35 : Arduino Software

Fuente: <http://www.theorycircuit.com/arduino-ide/>

Visual Basic

Visual Basic es un lenguaje visual que se origina del lenguaje de programación Basic. La programación en Visual Basic se basa en un

ambiente de desarrollo totalmente gráfico, que facilita la creación de interfaces gráficas, y en cierta medida, también la programación misma. (Rodríguez, 2008, p. 19).

MIT App Inventor 2

El MIT App Inventor 2 (Fig. 36) es un lenguaje de programación visual libre basado en bloques libres de arrastrar y soltar que permiten a las personas, independientemente de su experiencia de codificación, crear aplicaciones móviles para dispositivos Android. (Kamriani y Roynte, 2016, p. 2).



Figura 36 : MIT App Inventor 2

Fuente : <http://blog.aulaformativa.com/manual-base-para-mit-app-inventor-2/>

Adobe InDesign CS6

Adobe InDesign CS6 es un programa informático utilizado para el diseño de documentos que eventualmente vas a imprimir de manera estándar o quieres visualizar en línea. Comúnmente se usa para paginar periódicos, revistas y otros materiales de publicación. Puedes realizar una gran variedad de trabajos con InDesign, dando como resultado un producto terminado de aspecto profesional para luego poder mostrarse en un dispositivo móvil ya sea iOS y Android. (Botello, 2012, p. 11).

Anatomía y Fisiología

El conocimiento de las estructuras que componen el cuerpo humano, y la relación entre ellas, es fundamental como base para la aplicación de

primeros auxilios o cualquier tipo de técnica sanitaria más avanzada. (Rodríguez, 2009, p.26).

Para el estudio de la parte anatómica y fisiológica de nuestro simulador nos enfocaremos en el sistema respiratorio, sistema circulatorio y sistema musculo esquelético.

Sistema respiratorio

El sistema respiratorio contribuye con la homeostasis al ocuparse del intercambio gaseoso (oxígeno y dióxido de carbono) entre el aire atmosférico, la sangre y las células de los tejidos. También contribuye a ajustar el pH de los líquidos corporales. (Tortora y Derrickson, 2006, p.918).

El sistema respiratorio está compuesto por la nariz, la faringe (garganta), la laringe (caja de resonancia u órgano de la voz), la tráquea, los bronquios y los pulmones (Fig.37). Sus partes se pueden clasificar de acuerdo con su estructura o su función. (Tortora y Derrickson, 2006, p.919).

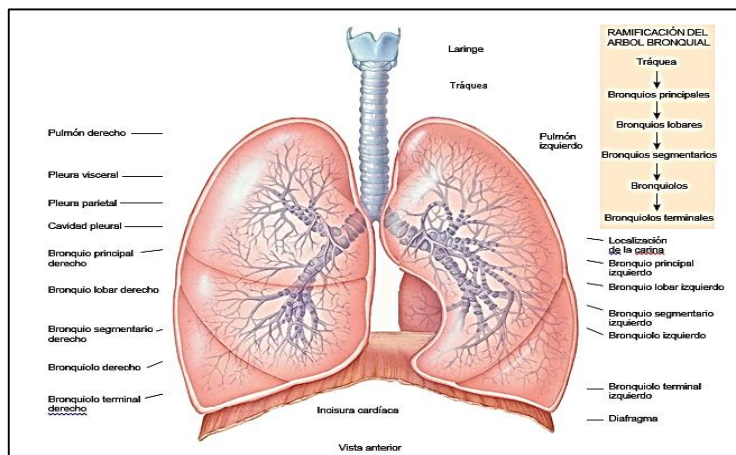


Figura 37 : Sistema respiratorio

Fuente: (Tortora y Derrickson, 2006, p. 919)

- **Bronquios**

En el borde superior de la quinta vértebra torácica, la tráquea se bifurca en un bronquio principal derecho, que se dirige hacia el pulmón derecho, y un bronquio principal izquierdo, que va hacia el pulmón izquierdo (Fig.

38). El bronquio principal derecho es más vertical, más corto y más ancho que el izquierdo. Como resultado, un objeto aspirado tiene más probabilidades de aspirarse y alojarse en el bronquio principal derecho que en el izquierdo. Al igual que la tráquea, los bronquios principales tienen anillos cartilagosos incompletos y están cubiertos por epitelio cilíndrico pseudoestratificado ciliado. (Tortora y Derrickson, 2006, p.500).

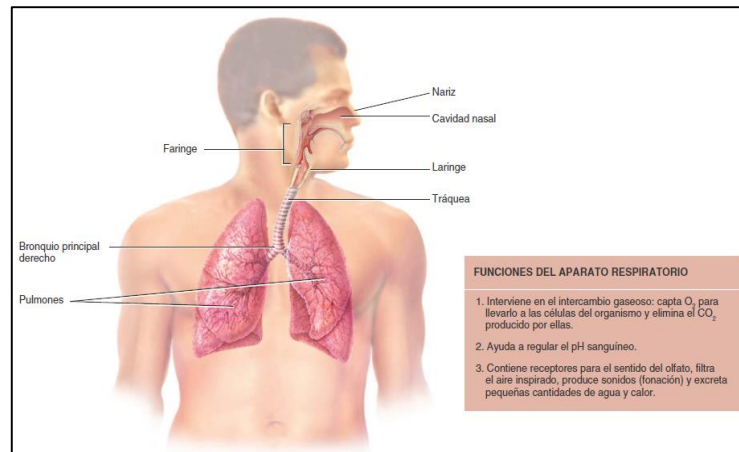


Figura 38: Bronquios

Fuente: (Tortora y Derrickson, 2006, p. 500)

- Tráquea

La tráquea es un tubo flexible que se extiende desde el nivel C6 en la parte inferior del cuello hasta las vértebras T4/ 5 en el mediastino medio, donde se bifurca en un bronquio principal derecho y un bronquio principal izquierdo (Fig. 39). La tráquea se mantiene abierta por unos anillos cartilagosos transversos en forma de C que están incluidos en la pared, la parte abierta de la C es posterior. La pared posterior de la tráquea esta está compuesta en su mayoría por músculo liso. (L. Drake, 2005, p. 145).

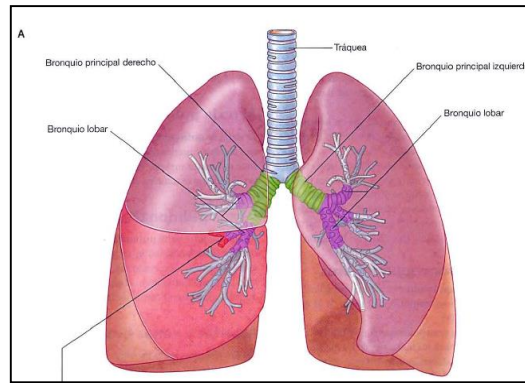


Figura 39 : Tráquea

Fuente: (L.Drake, 2005,p. 145)

- Pulmones

Ambos pulmones son órganos respiratorios y se encuentran a ambos lados del mediastino rodeados por las cavidades pleurales derecha e izquierda respectivamente. El aire entra y sale de los pulmones a través de los bronquios principales, que son ramas de la tráquea.

Las arterias pulmonares llevan sangre desoxigenada a los pulmones desde el ventrículo derecho del corazón. La sangre oxigenada retorna a la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares.

El pulmón derecho es normalmente un poco mayor que el izquierdo debido a que el mediastino medio que contiene el corazón, está más a la izquierda que a la derecha. (Fig. 40). (L. Drake, 2005, p.141).

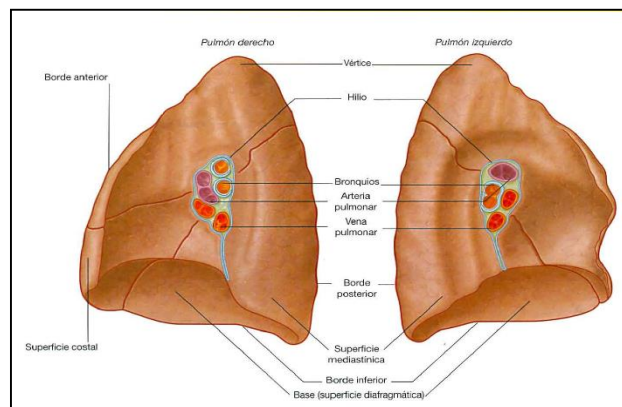


Figura 40 : Pulmones

Fuente : (L.Drake, 2005,p. 141)

En la mecánica de la ventilación pulmonar, los pulmones se pueden expandir y contraer de dos maneras: 1) mediante el movimiento hacia abajo y hacia arriba del diafragma para alargar la cavidad torácica, y 2) mediante la elevación y el descenso de las costillas para aumentar y reducir el diámetro anteroposterior de la cavidad torácica. (A. Guyton y J. Hall, 2016, p. 1198).

La presión pleural es la presión del líquido que está en el delgado espacio que hay entre la pleura pulmonar y la pleura de la pared torácica. Esta presión es una aspiración ligera, lo que significa que hay una presión ligeramente negativa. La presión pleural normal al comienzo de la inspiración es de aproximadamente $-5\text{ cm H}_2\text{O}$, que es la magnitud de la aspiración necesaria para mantener los pulmones expandidos hasta su nivel de reposo. Durante la inspiración normal, la expansión de la caja torácica tira hacia fuera de los pulmones con más fuerza y genera una presión más negativa, hasta un promedio de aproximadamente $-7,5\text{ cm H}_2\text{O}$. Estas relaciones entre la presión la pleural y las modificaciones del volumen pulmonar se muestran en la figura 41, en la que la parte inferior representa la negatividad creciente de la presión pulmonar desde -5 a $-7,5$, durante la inspiración y la parte superior un aumento del volumen pulmonar de $0,5\text{ l}$. (A. Guyton y J. Hall, 2016, p. 1200). (Fig.42).

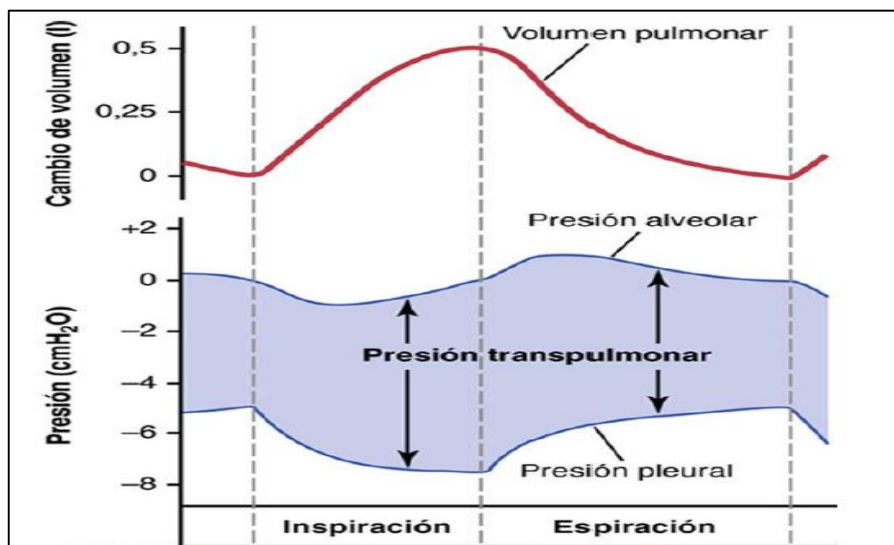


Figura 41 : Mecánica de la ventilación pulmonar

Fuente: (A. Guyton y J. Hall, 2016, p. 1200)

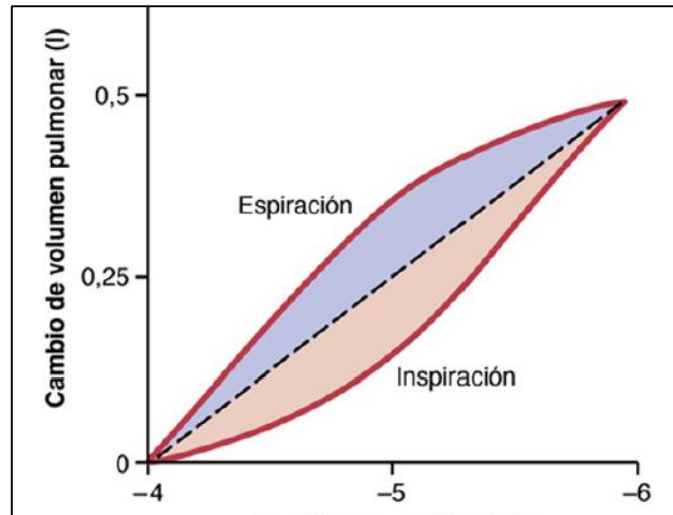


Figura 42 : Cambio de volumen pulmonar

Fuente: (A. Guyton y J. Hall, 2016, p. 1202)

Sistema cardiovascular

“El aparato cardiovascular (cardio, corazón; vascular, vasos sanguíneos) está formado por tres componentes interrelacionados: la sangre, el corazón y los vasos sanguíneos”. (Tortora y Derrickson, 2006, p.728).

En el estudio del sistema cardiovascular solo considero la anatomía y fisiología del corazón.

- Anatomía del Corazón

El corazón se compone de dos aurículas y dos ventrículos. La sangre llega al corazón por las aurículas y sale impulsada por los ventrículos. El corazón y los vasos sanguíneos (venas y arterias) tienen la misión común de llevar la sangre a todas las células del organismo para que obtengan el oxígeno, los nutrientes y otras sustancias necesarias. (López y Macaya, 2009, p. 41). (Fig. 43).

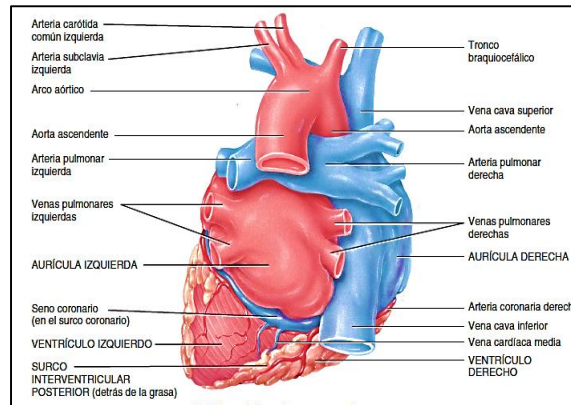


Figura 43 : Corazón

Fuente: (L.Drake, 2005,p. 145)

El corazón está situado en el tórax por detrás del esternón y delante del esófago, la aorta y la columna vertebral. A ambos lados de él están los pulmones. El corazón descansa sobre el diafragma, músculo que separa las cavidades torácicas y abdominales. (López y Macaya, 2009, p. 35).

El corazón se apoya en el diafragma, cerca de la línea media de la cavidad torácica (recuerde que la línea media es una línea vertical imaginaria que divide el cuerpo en lados derecho e izquierdo, desiguales) y se encuentra en el mediastino, una masa de tejido que se extiende desde el esternón hasta la columna vertebral, desde la primera costilla hasta el diafragma y entre los pulmones. (Tortora y Derrickson, 2006, p758). (Fig. 44).

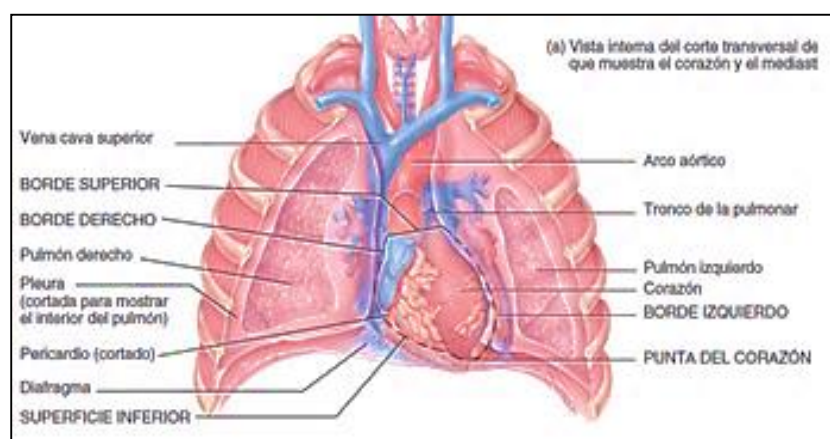


Figura 44 : Ubicación del corazón

Fuente : (L. Drake, 2005,p. 102)

Como el corazón se encuentra entre dos estructuras rígidas: La columna vertebral y el esternón (Fig. 45) la presión externa aplicada sobre el tórax (compresión) se puede emplear para forzar la salida de la sangre del corazón hacia la circulación. En los casos en que el corazón deja de latir súbitamente, la reanimación cardiopulmonar (RCP) (compresiones cardíacas correctamente aplicadas junto con la realización de ventilación artificial de los pulmones por medio de la respiración boca a boca), salva vidas. La RCP permite mantener la circulación de la sangre oxigenada hasta que el corazón vuelva a latir. (Tortora y Derrickson, 2006, p. 600)

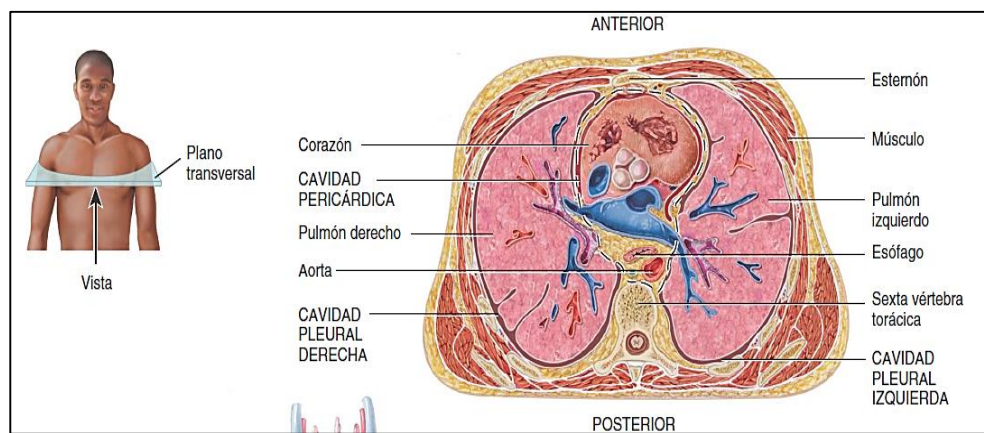


Figura 45 : Vista interna del corte transversal de la cavidad

Fuente: (Tortora y Derrickson, 2006, p. 600)

- Fisiología del corazón

El corazón humano tiene un sistema especial para la autoexcitación rítmica y la contracción repetitiva aproximadamente 100.000 veces al día, o 3.000 millones de veces en una vida humana de duración media. Este impresionante logro es realizado por un sistema que: 1) genera impulsos eléctricos rítmicos para iniciar la contracción rítmica del músculo cardíaco, y 2) conduce estos estímulos rápidamente por todo el corazón. Cuando este sistema funciona normalmente, las aurículas se contraen aproximadamente 1/6 de segundo antes de la contracción ventricular, lo que permite el llenado de los ventrículos antes de que bombeen la sangre a través de los pulmones y de la circulación periférica. Este sistema también es importante porque permite que todas las porciones de los ventrículos se contraigan casi simultáneamente, lo que es esencial para

una generación de presión más eficaz en las cavidades ventriculares. (A. Guyton y J. Hall, 2016, p. 315).

El corazón constituye un sistema perfecto de riego con sangre rica en oxígeno y recolección la que es pobre en oxígeno y está cargada de detritus. Mientras los vasos sanguíneos actúan como tuberías conductoras de la sangre, el corazón es la bomba que da impulso para que la sangre recorra su camino. Cada latido del corazón impulsa una cantidad (habitualmente, 60-90 ml) de esa sangre hacia los vasos sanguíneos. (López y Macaya, 2009, p. 41). (Fig. 46).

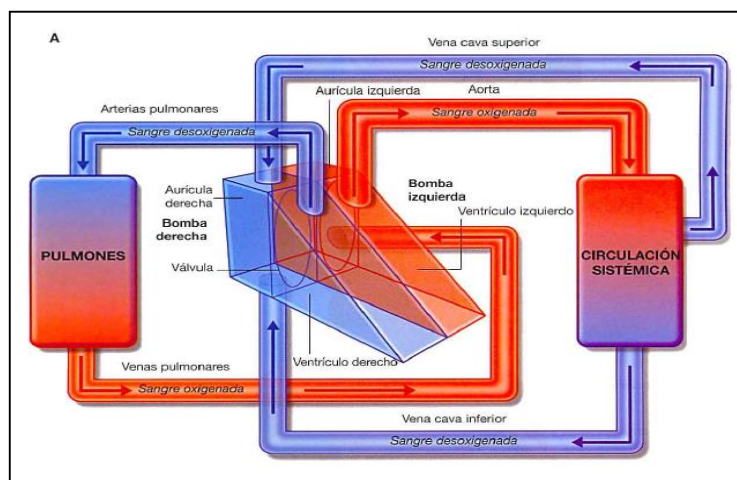


Figura 46 : Funcionamiento del corazón

Fuente : (L.Drake, 2005,p. 162)

Sistema músculo-esquelético

El sistema músculo esquelético está formado por la unión de los huesos, las articulaciones y los músculos. Los huesos del esqueleto axial participan en el mantenimiento del homeostasis protegiendo muchos de los órganos del cuerpo: el cerebro, la médula espinal, el corazón y los pulmones. También son importantes como sostén y para almacenamiento y liberación del calcio. (Tortora y Derrickson, 2006, p. 208).

Los músculos del cuerpo controlados por la voluntad componen el sistema muscular. Casi en su totalidad, los 700 músculos que integran el sistema muscular. La función de la mayoría de los músculos se centra en la producción de movimientos de las diversas zonas del cuerpo. Unos pocos músculos funcionan, principalmente, para estabilizar los huesos, de

manera que otros músculos esqueléticos puedan ejecutar un movimiento de manera más eficaz. (Tortora y Derrickson, 2006, p. 366).

- Tórax

El tórax es un cilindro de forma irregular con una abertura torácica estrecha (abertura torácica superior) y una abertura relativamente grande (abertura torácica inferior). (Fig. 47). El tórax incluye los órganos principales de los sistemas respiratorio y cardiovascular. La cavidad torácica está dividida en tres compartimentos: el mediastino central, ocupado por el corazón y las estructuras que transportan aire, sangre y alimentos; y las cavidades pulmonares derecha e izquierda, ocupadas por los pulmones. (Moore, 2013, p. 121).

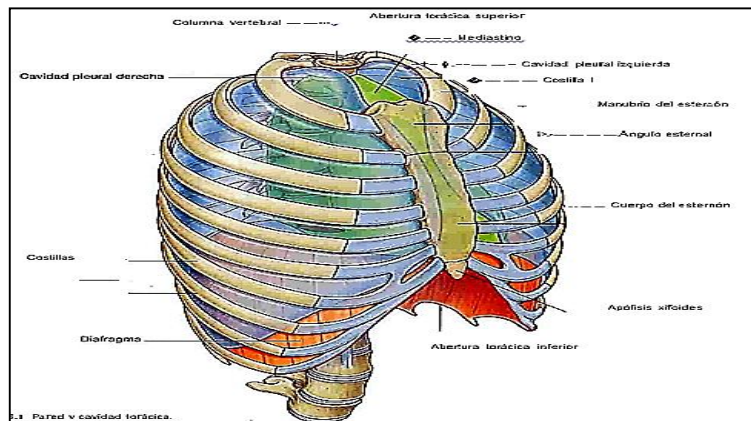


Figura 47 : Tórax

Fuente : (L.Drake, 2005,p. 102)

“La abertura torácica superior esta despejada y permite la continuidad con el cuello; la abertura torácica inferior está cerrada por el diafragma. La pared musculo-esquelética del tórax es flexible y está constituida por vertebras, costillas y músculos ordenados segmentariamente, y por el esternón”. (L. Drake, 2005, p. 102).

- Músculos de la region pectoral

“La región pectoral contiene los músculos pectorales mayores, pectorales menores y subclavios. (Fig. 48). Todo se originan en la pared torácica anterior y se insertan en los huesos del miembro superior”. (L.Drake, 2005,p. 117).

a. Pectoral mayor

“El musculo pectoral mayor es el de mayor tamaño y más superficial de los músculos de la región pectoral, está directamente bajo la mama y está separado de ella por una fascia profunda y por el tejido conjuntivo laxo del espacio retromamario”. (L.Drake,2005,p. 117).

b. Subclavio y pectoral menor

“Los músculos subclavios y pectorales menores se encuentran por debajo del pectoral mayor. Tanto el subclavio como el pectoral menor traccionan del hombro inferiormente”. (L.Drake,2005,p. 117).

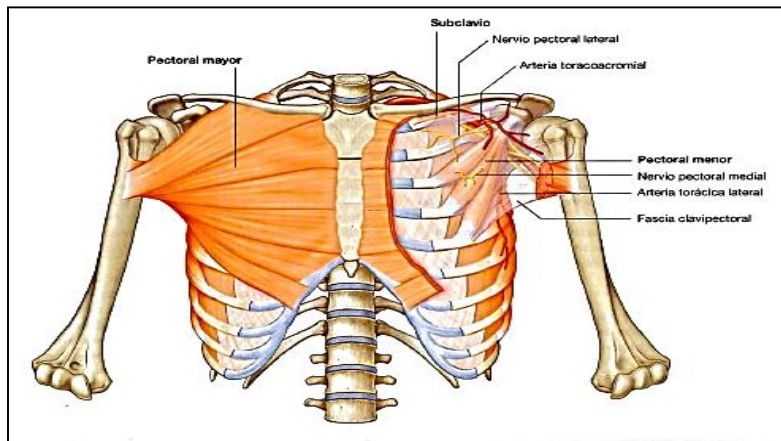


Figura 48 : Músculos de la región pectoral

Fuente: (L.Drake, 2005,p. 118)

- Costillas

Existen doce pares de costillas, cada una de las cuales terminara anteriormente en el cartílago costal. (Fig. 49). Aunque todas las costillas se articulan con la columna vertebral, solo los cartílagos costales de las siete costillas superiores, conocidas como costillas verdaderas, se articulan directamente en el esternón. Los cinco pares de costillas restantes son costillas falsas. (L. Drake, 2005, p.120).

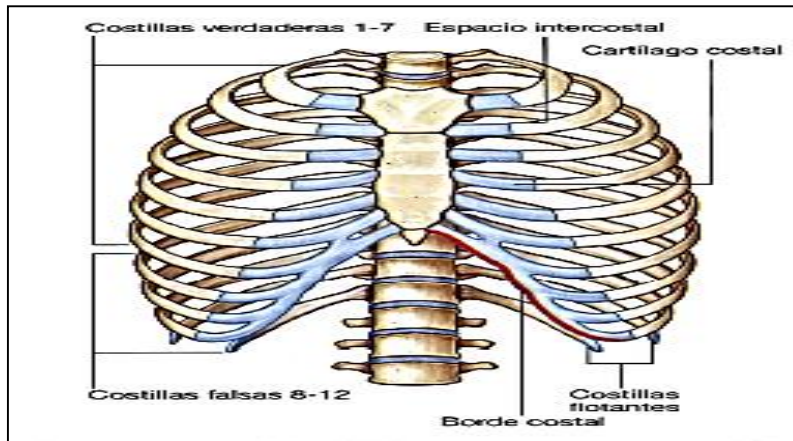


Figura 49 : Costillas

Fuente : (L.Drake, 2005,p.120)

- Esternón

Es un hueso alargado y delgado que forma la mitad de la parte anterior de la caja torácica. Mide 15-20 cm de longitud y de 5-6 cm de anchura. El esternón de un adulto consiste en tres elementos principales, el manubrio del esternón ancho, en posición superior, el cuerpo estrecho y orientado longitudinalmente, y la pequeña apófisis en posición anterior. (L. Drake, 2005, p.121). (Fig. 50).

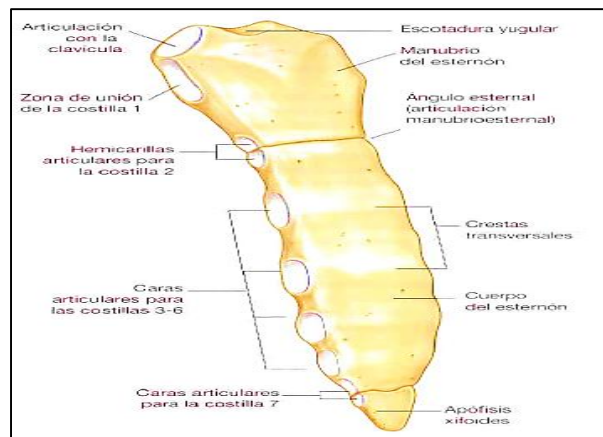


Figura 50: Esternón

Fuente : (L.Drake, 2005,p. 122)

- Diafragma

El diafragma musculotendinoso sella la abertura torácica inferior. Generalmente, las fibras musculares del diafragma se disponen

radialmente, desde los bordes de la abertura torácica inferior y convergen en un gran tendón central Debido a la posición oblicua de la abertura torácica inferior. la inserción posterior del diafragma es inferior a la inserción anterior. Cuando el diafragma se contrae. la altura de las cúpulas disminuye y el volumen del tórax aumenta. (Fig. 51). El esófago y la vena cava inferior atraviesan el diafragma , la aorta pasa posterior al diafragma. (L.Drake, 2005,p. 105).

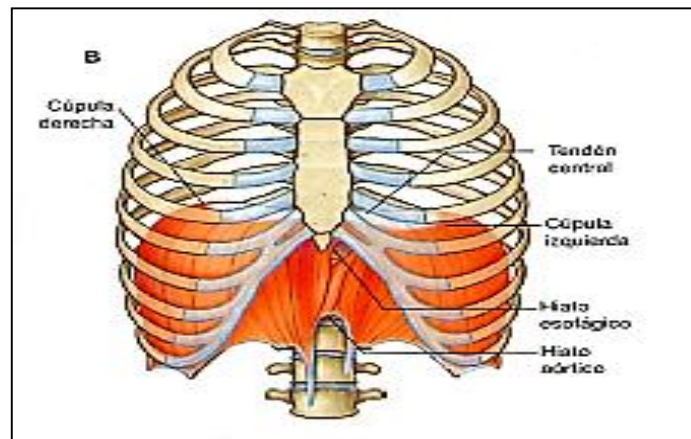


Figura 51 : Diafragma

Fuente : (L.Drake, 2005,p. 120)

- Relación entre el tórax y cuello

La abertura torácica superior se comunica directamente con la raíz del cuello (fig. 52). La parte superior de cada cavidad pleural se extiende aproximadamente 2-3 cm por encima de la costilla 1 y su cartílago costal hacia el cuello. Entre estas prolongaciones pleurales discurren importantes estructuras viscerales entre el cuello y el mediastino superior. En la línea media, la tráquea se sitúa inmediatamente anterior al esófago. Los vasos sanguíneos principales y los nervios entran y salen del tórax en la abertura toracica superior anterior y lateralmente a estas estructuras. (L.Drake, 2005,p.107).

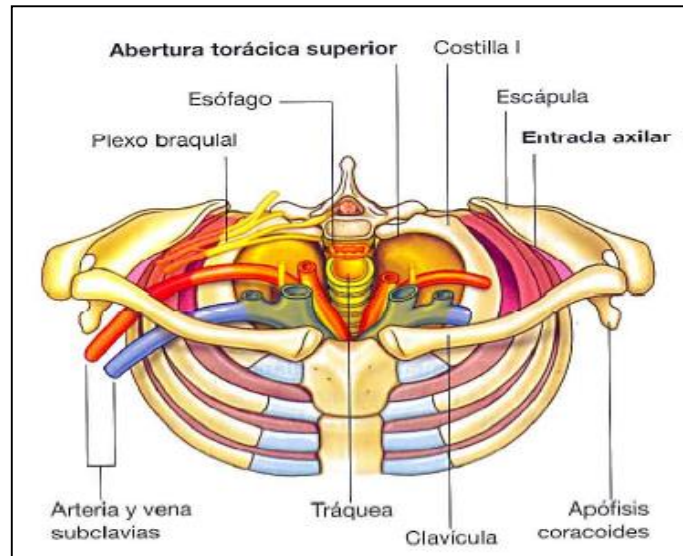


Figura 52: Relación entre tórax y cuello

Fuente : (L.Drake, 2005,p. 107)

CAPITULO III: DISEÑO E IMPLEMENTACION DEL SIMULADOR DE REANIMACION CARDIOPULMONAR

En este capítulo se describe el diseño e implementación del simulador de reanimación cardiopulmonar adulto.

3.1 Condiciones iniciales

El simulador de reanimación cardiopulmonar se ajusta a la definición de simulador de mediana fidelidad descrita por Maran y Glavin (2003). Dicha definición enuncia lo siguiente: “Un simulador de mediana fidelidad combina el uso de una parte anatómica, con programas computacionales de menor complejidad que permiten al instructor manejar varias variables fisiológicas básicas con el objetivo de lograr el desarrollo de una competencia”. (p. 37).

Para poder alcanzar el objetivo, el simulador de reanimación cardiopulmonar tiene las siguientes características básicas.

Condiciones iniciales mecánicas

- El resorte debe simular la resistencia del tórax de una persona adulta con una deflexión entre 0 a 5 cm.

Condiciones iniciales electrónicas

- El controlador debe tener la capacidad de poder registrar entre 100 y 120 datos por 60 segundos mediante un sensor.
- El controlador debe tener la capacidad de detectar la posición correcta de las manos mediante un sensor.
- El controlador deber tener la capacidad de medir el ingreso de aire mediante un sensor.
- El controlador debe tener la capacidad de comunicación con el ordenador para la compilación y carga del programa.
- El controlador debe tener de capacidad de comunicación con un Smartphone con sistema Android mediante Bluetooth.

Condiciones iniciales eléctricas

- Deberá ser capaz de cumplir con una jornada de entrenamiento (8 horas).
- Condiciones iniciales informáticas
- Capacidad de mostrar la profundidad.
- Capacidad de mostrar las compresiones torácicas por 60 segundos.
- Capacidad de mostrar la posición correcta de las manos.
- Capacidad de mostrar la medición del flujo de aire que ingresa a los pulmones.
- Capacidad de entregar la efectividad de las compresiones posterior al procedimiento realizado.
- Capacidad de entrega la efectividad de las ventilaciones posterior al procedimiento realizado.

3.2 Diseño Mecánico

En esta sección se explica cuáles fueron las consideraciones tomadas para la selección del maniquí y el diseño del resorte. Asimismo, los criterios de selección de lo antes mencionado tendrán una valoración de alto, medio o bajo; según las necesidades para el diseño.

Selección del maniquí de resucitación

Para el diseño es necesario contar con un maniquí de resucitación básico sobre el que se pueda realizar compresiones torácicas. En el mercado nacional se encuentran varias alternativas de maniquíes de reanimación (Tabla 7) las cuales son:

Maniquí Little Anne

El maniquí de entrenamiento de la marca Laerdal llamado Little Anne, el cual está fabricado con marcas anatómicas realistas que proporcionan un entrenamiento RCP efectivo y basado en las situaciones reales. Presenta, entre otras, las siguientes características:

- Las marcas en la posición anatómica correcta y la muesca del esternón permiten practicar la identificación de los puntos anatómicos relevantes en la RCP de un adulto.
- La resistencia realista de la caja torácica permite a los estudiantes practicar la presión necesaria para realizar una correcta compresión del tórax en situaciones reales. Para simular dicha resistencia utiliza un muelle unido a una plataforma que hace de esternón.
- Cuenta con un resorte que se encuentra ubicado en el interior del pecho del maniquí que modelan distintos tipos de pacientes en relación a la rigidez del pecho.
- Medidas: 63.5 cm - 3.9 kg
- Precio: S/. 1400

Maniquí Ambu Man

El Ambu Man es un maniquí de entrenamiento de tamaño adulto que permite una representación excepcionalmente real de la anatomía humana, sobre todo de aquellas partes que son importantes para instruirse en las modernas técnicas de reanimación. Presenta, entre otras, las siguientes características:

- Para cambiar el tipo de entrenamiento se puede variar la rigidez del pecho.
- Está equipado con un instrumento motorizado mecánico que muestra la eficacia de la reanimación y puede indicar los resultados de la fuerza de compresión del pecho, la posición incorrecta de las manos o el volumen de ventilación, así como las indicaciones sobre la distensión del estómago.
- Dimensiones: 80 x 35 cm (torso) ,135 cm (cuerpo completo).
- Peso: 14 kg (torso) 17 kg (cuerpo completo)
- Precio: S/. 4000

Maniquí Brad

Maniquí económico para la práctica de la RCP fabricado con espuma de poliuretano y recubierto de vinilo suave, que aporta realismo y un tacto “humano”. Presenta, entre otras, las siguientes características:

- Torso es más largo para realizar presiones de abdomen más reales, mejor inclinación de la cabeza y levantamiento del mentón para abrir la vía respiratoria.
- Resistencia a la compresión del tórax y puntos de referencia anatómicos más reales, incluido el esternón, la caja torácica y la escotadura sub esternal.
- El revestimiento del tórax facilita el reemplazo de los pulmones. El maniquí incluye 3 sistemas de pulmón/ vía respiratoria desechables, 2 piezas de boca/nariz reemplazable y almohadillas para arrodillarse.
- Dimensiones: 23 x 43 x 71 cm.
- Peso: 5 kg.
- Precio: S/. 1900.

Criterios de Selección

Los criterios de selección que se tomó en cuenta fueron los siguientes:

- Confiabilidad de la rigidez del pecho. (Peso: alto)
- Espacio interior para colocar un sensor capaz de medir la profundidad de las CT realizadas sobre el maniquí. (Peso: alto)
- Portabilidad. (Peso: bajo)
- Precio. (Peso: medio)

Tabla 7: Criterios de selección del maniquí

Criterios	Peso	Alternativa		
		Little Anne	Ambu Man	Brad
Confiabilidad de la rigidez del pecho	Alto	Alto	Media	Alto
Espacio interior	Alto	Alto	Media	Alto
Portabilidad	Bajo	Alto	Media	Media
Precio	Medio	Alto	Bajo	Media

Fuente : Elaboración propia

En base a estos criterios el maniquí seleccionado es el siguiente Little Anne de la marca Laerdal. Por su portabilidad al contar únicamente con el torso del maniquí, la manejabilidad y flexibilidad para colocar los sensores en el interior, la confiabilidad de la rigidez del pecho y precio en el mercado nacional.

Diseño del resorte

El resorte a diseñar simula la resistencia del tórax es por ello que es fundamental seleccionar el tipo de resorte, diámetro, longitudes, fuerza, constante del resorte, índice del resorte, número de espiras, paso, ángulo de paso, holgura de la espira, esfuerzo cortante, material, deflexión y el pandeo.

Selección del resorte

Para la selección del tipo de resorte a utilizar se tomó en consideración los siguientes criterios: la forma del resorte, la forma de la sección transversal y el tipo de carga que soportan.

Para la forma del resorte se tomó en consideración que la compresión sea uniforme y proporcional. (Tabla 8).




Tabla 8: Formas del resorte

Formas del Resorte	Helicoidal cilíndrico	Helicoidal cónico	Helicoidal bicónico
Ilustración			

Fuente : Elaboración propia

Para la sección transversal se debe tomó en consideración al resorte con menor tensión de trabajo y mayor duración según la distribución de tensiones. (Tabla 9).




Tabla 9: Sección transversal

Sección transversal	Circular	Cuadrada	Ovalado
Ilustración			

Fuente : Elaboración propia

Para el tipo de carga que soporta el resorte se tomó en consideración la fuerza aplicada en las figuras 4 y 5 del capítulo 2. (Tabla 10).

Tabla 10: Tipo de carga que soportan

Carga que soportan	Compresión	Tracción	Torsión
Ilustración			

Fuente: Elaboración propia

En base a los criterios el resorte seleccionado es un resorte helicoidal cilíndrico de compresión con una sección transversal circular el cual simula la resistencia del tórax.

Cálculo del diámetro del resorte

Para el cálculo del diámetro del resorte se tomó en consideración las medidas del esternón (Longitud: 15-20 cm y anchura: 5-6 cm) descritas en la teoría del sistema musculo- esquelético, ya que es en este punto donde se va a aplicar las compresiones. Por lo que se consideró las siguientes medidas para el diámetro externo y el diámetro del alambre para el diseño del resorte

$$DE = 52 \text{ mm}$$

$$Dw = 5 \text{ mm}$$

Para calcular el diámetro medio (Dm) utilizamos la ecuación 1:

$$DE = Dm + Dw$$

Reemplazando:

$$52 \text{ mm} = Dm + 5 \text{ mm}$$

$$47 \text{ mm} = Dm$$

Para calcular el diámetro interno (DI) utilizamos la ecuación 2.

$$DI = Dm - Dw$$

Reemplazando:

$$DI = 47 \text{ mm} - 5 \text{ mm}$$

$$DI = 42 \text{ mm}$$

Una vez realizados los cálculos, los valores obtenidos del diámetro interno y medio del resorte helicoidal son 42 y 47 mm respectivamente.

Longitudes

Para determinar la altura del resorte se tomó en consideración una imagen transversal de resonancia magnética donde se puede observar la distancia entre el esternón y la columna (170.2 mm). (Fig. 53).

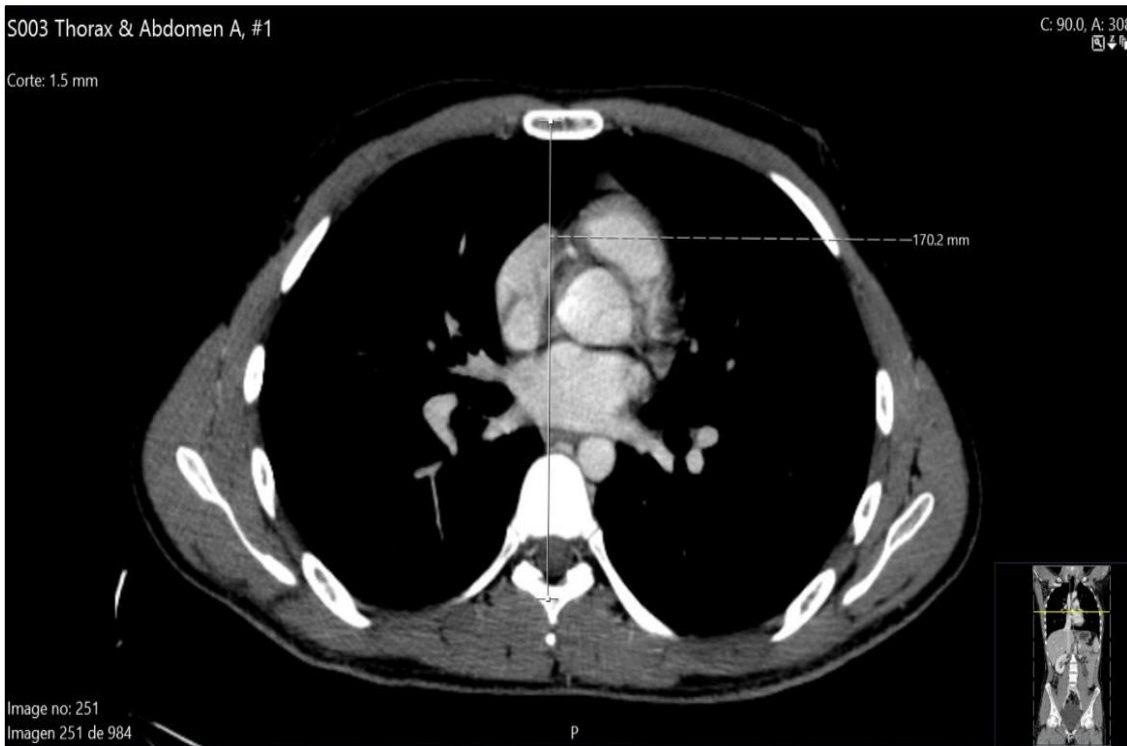


Figura 53: Distancia entre esternón y columna

Fuente : Elaboración propia (2018)

Asimismo, se tomó la medida de la altura del tórax del maniquí. (Fig. 54)



Figura 54: Altura del tórax del maniquí

Fuente: Elaboración propia (2018)

Por lo cual se consideró una longitud libre de 16 cm para el resorte. Asimismo, para el diseño se tomó en cuenta que la longitud libre (L_f) sea igual a la longitud instalada (L_i); y la longitud de operación sea de 11 cm ya que según las técnicas de soporte circulatorio en adultos estudiadas en el capítulo 2 se debe comprimir 5 cm.

Fuerza

En una investigación realizada por Laerdal se indica que para poder comprimir el tórax 5 cm se requiere una masa de 60 kg. (Ver Anexo).

Aplicando la segunda Ley de Newton:

$$F = m * g \dots \dots \dots (14)$$

Donde:

$$F = \text{Fuerza (N)}$$

m = Masa (kg)

g = Aceleración de la gravedad (m/s^2)

Reemplazando:

$$F = 60 \text{ kg} * 9.8 \text{ m/s}^2$$

$$F = 588 \text{ N}$$

Para el diseño del resorte en el proyecto la fuerza calculada de 588 N viene a ser igual que la fuerza de operación (F_o).

Constante del resorte

Para calcular la constante del resorte se utilizó la ecuación 3:

$$k = \frac{F_o}{L_f - L_o}$$

Reemplazando:

$$k = \frac{588 \text{ N}}{0.16 \text{ m} - 0.11 \text{ m}}$$

$$k = 11760 \text{ N/m}$$

Una vez realizados los cálculos el valor obtenido de la constante del resorte helicoidal seleccionado es igual a 11760 N/m.

Índice del resorte

Para calcular el índice del resorte se utilizó la ecuación 4:

$$C = \frac{Dm}{Dw}$$

Reemplazando:

$$C = \frac{47 \text{ mm}}{5 \text{ mm}}$$

$$C = 9.4$$

Una vez realizados los cálculos el valor obtenido del índice del resorte helicoidal seleccionado es igual a 9.4.

Esfuerzo cortante en un resorte

Para calcular el esfuerzo cortante se realizó primero el cálculo del factor Wahl con la ecuación 8:

$$K = \frac{4C - 1}{4C - 4} + \frac{0.615}{C}$$

Reemplazando:

$$K = \frac{4 * 9.4 - 1}{4 * 9.4 - 4} + \frac{0.615}{9.4}$$

$$K = \frac{36.6}{33.6} + \frac{0.615}{9.4}$$

$$K = 1.1547$$

Una vez obtenido el factor Wahl se procedió a reemplazar en la ecuación 7:

$$\tau = \frac{8KFC}{\pi D_w^2}$$

Reemplazando:

$$\tau = \frac{8 * 1.1547 * 588 \text{ N} * 9.4}{\pi * (0.005 \text{ m})^2}$$

$$\tau = \frac{8 * 1.1547 * 588 \text{ N} * 9.4}{\pi * (0.005 \text{ m})^2}$$

$$\tau = 650091445.3 \text{ N/m}^2$$

$$\tau = 94287.792546376 \text{ psi}$$

$$\tau = 94.287 \text{ ksi}$$

Una vez realizados los cálculos el valor obtenido del esfuerzo cortante en el resorte helicoidal seleccionado es igual a 94.287 ksi.

Selección del material

Con el esfuerzo obtenido procedemos a seleccionar el material del resorte. En la Tabla 5 y las figuras del 13 a la 16 se muestran diversos materiales para resortes.

El material seleccionado es el alambre de acero ASTM A277 estirado en frío ya que la carga aplicada se encuentra en el servicio promedio de trabajo según la figura 13.

Para este material según la Tabla 4 se consideró un módulo de elasticidad en tensión (G) de $28,6 \times 10^6$ psi.

Deflexión de un resorte

La deflexión requerida para nuestro resorte debe ser de 0.05 m según las técnicas de soporte circulatorio en adultos.

$$f = f_o = 0.05 \text{ m}$$

Con este valor se calculó el número de espiras activas (N_a) del resorte con la ecuación 10:

$$f = \frac{8FC^3N_a}{ED_w}$$

Reemplazando:

$$0.05 \text{ m} = \frac{8 * 588 \text{ N} * 9.4^3 * N_a}{28.6 \times 10^6 * 6894 \text{ N/m}^2 * 0.005 \text{ m}}$$

$$N_a = 12.6$$

Aproximando:

$$N_a = 13$$

Una vez realizados los cálculos el número de espiras activas del resorte helicoidal seleccionado es igual a 13.

Número de espiras

Para calcular el número de espiras (N) primero debemos de seleccionar el tipo extremo del resorte. (Ver fig. 7).

El resorte tendrá extremos escuadrados no rectificadas por lo tanto para el cálculo del número de espiras se utilizó la siguiente ecuación:

$$Na = N - 2 \dots\dots\dots (15)$$

Reemplazando:

$$13 = N - 2$$

$$N = 15$$

Una vez realizados los cálculos el número de espiras del resorte helicoidal seleccionado es igual a 15.

Paso

Para calcular el paso del resorte se utilizó la ecuación de la Tabla 3 para extremos solamente escuadrados:

$$Lf = p * Na + 3 * Dw \dots\dots\dots (16)$$

Donde:

Lf = Longitud libre (cm)

p = Paso

Na = Número de espiras activas

Dw = Diámetro del alambre (cm)

Reemplazando:

$$16 \text{ cm} = p * 13 + 3 * 0.5 \text{ cm}$$

$$16 \text{ cm} - 1.5 \text{ cm} = p * 13$$

$$14.5 \text{ cm} = p * 13$$

$$1.11 \text{ cm} = p$$

Una vez realizados los cálculos el paso del resorte helicoidal es igual a 1.11 cm.

Ángulo de paso

Para calcular el ángulo de paso del resorte se utilizó la ecuación 5:

$$\lambda = \tan^{-1} \frac{p}{\pi * Dm}$$

Reemplazando:

$$\lambda = \tan^{-1} \frac{1.11 \text{ cm}}{\pi * 4.7 \text{ cm}}$$

$$\lambda = 4.29^\circ$$

Una vez realizados los cálculos el ángulo de paso del resorte helicoidal seleccionado es igual a 4.29° .

Holgura de espira

Para calcular la holgura de espira se utilizó la ecuación 6:

$$cc = \frac{L_o - L_s}{Na}$$

Reemplazando:

$$cc = \frac{11 \text{ cm} - 7 \text{ cm}}{13}$$

$$cc = 0.30 \text{ cm}$$

Asimismo, se demuestra que la holgura obtenida es mayor que $Dw/10$.

$$cc > \frac{Dw}{10} \Rightarrow cc > \frac{0.5 \text{ cm}}{10} \Rightarrow cc > 0.05 \text{ cm}$$

Pandeo

Para calcular la relación crítica se utilizó la ecuación 12:

$$\frac{L_f}{D_m}$$

Reemplazando:

$$\frac{L_f}{D_m} = \frac{160 \text{ mm}}{47 \text{ mm}} = 3.4$$

$$\frac{L_f}{D_m} = 3.4$$

Para calcular la relación de longitud se utilizó la ecuación 13:

$$\frac{f_o}{L_f}$$

Reemplazando:

$$\frac{f_o}{L_f} = \frac{5 \text{ cm}}{16 \text{ cm}} = 0.3125$$

En la figura 12 se describen tres curvas diferentes de pandeo; con los valores obtenidos entre la relación crítica y la relación de longitud podremos identificar si los extremos son empotrados, fijos o articulados. La curva a la cual pertenece el resorte diseñado es la curva C la que nos indica que ambos extremos en los que estará posicionado son articulados.

3.3 Diseño Electrónico

Una vez ya definido el diseño mecánico, se continúa con el diseño electrónico del circuito, en donde se explica las partes principales tales como: sistema de adquisición de datos, el microcontrolador, el sistema de comunicación y el diseño de la tarjeta electrónica.

Sistema de adquisición de datos

El sistema de adquisición de datos del simulador de RCP adulto está conformado por tres tipos de sensores, los cuales deben ser capaces de medir la distancia de las compresiones ejercidas sobre el tórax, la posición correcta de las manos y la cantidad de flujo aire que ingresa al maniquí.

Sensor para medir distancia

Este dispositivo debe ser capaz de medir la profundidad de las compresiones ejercidas sobre el tórax y enviar una señal eléctrica por cada compresión al microcontrolador.

La selección del sensor para medir distancia debe contar con las siguientes características:

- El rango de medición de profundidad debe estar entre 0 y 16 cm, con una profundidad óptima de 5 cm.
- Comportamiento lineal para una mayor facilidad y fiabilidad de las medidas.
- Consumo bajo, pero no imprescindible.
- La tensión de alimentación debe ser de 5VDC.
- El tamaño no debe ser excesivamente grande ya que debe ser manejable para ser instalado en el interior del maniquí.

En la base teórica de sensores explicada en el capítulo 2, se detallaron los tipos de sensores para medir proximidad:

a) Sensor óptico

En la tabla 11 se detallan las características del sensor óptico GP2D12 de la marca SHARP.

Tabla 11: Sensor óptico GP2D12-marca Sharp

Parámetro	Valor	Unidades
Rango de trabajo	10 a 80	cm
Linealidad	SI	-
Consumo	50	mA
Alimentación	5	VDC
Tamaño	44.5 x 18.9 x 13.5	mm

Fuente : Elaboración propia

b) Sensor de ultrasonido

En la tabla 12 se detallan las características del sensor de ultrasonido HC-SR04.

Tabla 12: Sensor de Ultrasonido HC-SR04

Parámetro	Valor	Unidades
Rango de trabajo	2 – 400	cm
Linealidad	SI	-
Consumo	15	mA
Alimentación	5	VDC
Tamaño	45x20x15	mm

Fuente : Elaboración propia

Para la selección del sensor para medir distancia (Tabla 13) de la compresión torácica se utilizó los siguientes criterios de selección:

- Rango de trabajo (Peso: Alto)
- Linealidad (Peso: Alto)
- Consumo (Peso: Alto)
- Alimentación (Peso: Alto)
- Tamaño (Peso: Medio)

Tabla 13: Selección del sensor para medir distancia

Criterios	Peso	Alternativas	
		Sensor Óptico	Sensor de Ultrasonido
Rango de trabajo	Alto	Bajo	Alto
Linealidad	Alto	Alto	Alto
Consumo	Alto	Medio	Alto
Alimentación	Alto	Alto	Alto
Tamaño	Medio	Alto	Alto

Fuente : Elaboración propia

En base a estos criterios, el sensor seleccionado es el sensor de ultrasonido HC-SR04, ya que a pesar de que los dos sensores tienen buena precisión y un tamaño adecuado, el sensor de ultrasonido cuenta con el rango de medida requerido para medir la distancia de las compresiones torácicas y un menor consumo de corriente.

Sensor para medir posición

Este dispositivo debe ser capaz de medir la posición y debe contar con las siguientes características:

- Área de detección del sensor es considerada como un solo punto.
- La tensión de alimentación debe ser de 5VDC.
- Capaz de detectar posición.

- El espesor debe ser fino para ser instalado en el interior del maniquí.

En la base teórica de sensores explicada en el capítulo 2, se detallaron los tipos de sensores para medir posición:

a) Sensor FSR®

En la tabla 14 se detallan las características del sensor de fuerza FSR 402.

Tabla 14: Sensor de fuerza FSR 402

Parámetro	Valor	Unidades
Área de detección (circular)	18.28	mm
Alimentación	5	VDC
Detección de posición	Si	-
Espesor	0.45	mm

Fuente : Elaboración propia

b) Flex sensor

En la tabla 15 se detallan las características del Flex sensor.

Tabla 15: Flex sensor

Parámetro	Valor	Unidades
Área de detección (lineal)	55.37	mm
Alimentación	5	VDC
Detección de posición	No	-
Espesor	0.43	mm

Fuente : Elaboración propia

Para la selección del sensor para medir distancia (Tabla 16) de la compresión torácica se utilizó los siguientes criterios de selección:

- Área de detección (Peso: Alto)
- Alimentación (Peso: Alto)
- Detección posición (Peso: Alto)
- Espesor (Peso: Alto)

Tabla 16: Selección del sensor para medir distancia

Criterios	Peso	Alternativas	
		Sensor FSR®	Flex sensor
Área de detección	Alto	Alto	Bajo
Alimentación	Alto	Alto	Alto
Detección de posición	Alto	Alto	Bajo
Espesor	Alto	Alto	Alto

Fuente : Elaboración propia

En base a estos criterios, el sensor seleccionado es el sensor FSR®, ya que a pesar de que los dos sensores tienen un espesor fino y funcionan con un voltaje de alimentación de 5V, el sensor FSR® cuenta con un área de detección circular y es capaz de detectar posición en una zona específica (esternón).

Sensor para medir ingreso de aire

Este dispositivo debe ser capaz de medir el volumen de aire que ingresa al maniquí cuando se realiza la técnica de respiración boca a boca, desarrollada en las bases teóricas del capítulo 2.

El sensor que se va a seleccionar debe ser capaz de medir el flujo de aire que debe ingresar a los pulmones durante la RCP cuyo valor es de 500 cc. Asimismo, la magnitud de la presión durante la inspiración es 7.5 cm H₂O lo cual es equivalente a 735.5 Pascal.

Con la presión (Pa) mínima requerida para la ventilación se prosiguió a la selección del sensor de presión, el cual debe contar con las siguientes características:

- Rango de medición de presión en Pascales entre 0-10 kPa.
- La tensión de alimentación debe ser de 5VDC.
- Capaz de enviar una señal analógica sin un circuito amplificador de señal.

- El tamaño no debe ser excesivamente grande ya que debe ser manejable para ser instalado en el interior del maniquí.
- a) Sensor de presión MPX2010DP

En la tabla 17 se detallan las características del sensor de presión MPX2010DP.

Tabla 17: Sensor de presión MPX2010

Parámetro	Valor	Unidades
Rango de medición de presión	0-10	KPa
Alimentación	10	V
Circuito de amplificación de señal	Si	-
Tamaño	29.85 x 29.34 x 8.26	mm

Fuente: Elaboración propia

- b) Sensor de presión MPXV5100DP

En la tabla 18 se detallan las características del sensor de presión MPXV5100DP.

Tabla 18: Sensor de presión MPXV5100

Parámetro	Valor	Unidades
Rango de medición de presión	0-100	KPa
Alimentación	5	V
Circuito de amplificación de señal	No	-
Tamaño	16 x 18 x 9	mm

Fuente : Elaboración propia

Para la selección del sensor para medir ingreso de aire (Tabla 19) utilizaremos los siguientes criterios de selección:

- Rango de medición de presión (Peso: Medio)
- Alimentación (Peso: Alto)
- Sin circuito amplificador de señal (Peso: Alto)
- Tamaño (Peso: Alto)

Tabla 19: Selección del sensor para medir distancia

Criterios	Peso	Alternativas	
		Sensor MPX2010DP	Sensor MPXV5100DP
Rango de medición de presión	Medio	Alto	Alto
Alimentación	Alto	Bajo	Alto
Circuito de amplificación de señal	Alto	Bajo	Alto
Tamaño	Alto	Medio	Alto

Fuente : Elaboración propia

En base a estos criterios, el sensor seleccionado es el sensor MPXV5100DP, ya que a pesar de que los dos sensores tienen un amplio rango de medición, el sensor seleccionado requiere una tensión de alimentación menor, cuenta con un tamaño reducido y no requiere un circuito de amplificación de señal lo que facilita su instalación dentro del maniquí.

Selección del microcontrolador

Se calculan los requerimientos mínimos de entradas y salidas del microcontrolador para el simulador de RCP los cuales se muestran en la Tabla 20.

Tabla 20: Requerimientos de I/O del sistema de control

Unidad de control – Entradas y Salidas	
Entradas digitales	1
Salidas digitales	1
Entradas analógicas	2
Periférico de comunicación	2

Fuente: Elaboración propia

Se requiere de dos entradas analógicas para los sensores de medición de posición y de ingreso de aire, una entrada digital y una salida digital para el sensor de medición de distancia. Se necesita dos periféricos de comunicación para la comunicación con el ordenador y el bluetooth. De esta Tabla observamos que los requerimientos de entradas y salidas no son muy grandes. Sin embargo, se requiere de una gran capacidad de computación y procesamiento. Se eligió el ATmega328P de ATMEL debido a sus capacidades de computación y por cumplir todos los requisitos mínimos mostrados.

Las características de este microcontrolador fueron revisadas en la Tabla 7 de las bases teóricas descritas en el capítulo 2. El microcontrolador posee gran velocidad de operación, alta resolución de canales ADC y periféricos de comunicación necesarios.

Sistema de comunicación

El sistema de comunicación del simulador de RCP adulto está conformado por dos tipos de módulos de comunicación, uno debe ser capaz de comunicar el ordenador con el microcontrolador mientras que el otro de comunicar el microcontrolador con un Smartphone con sistema Android.

Módulo de comunicación serial FT232RL

Una vez seleccionado el microcontrolador se requiere de un módulo de comunicación que permita generar un puerto COM para poder recibir y transmitir datos entre el microcontrolador y el ordenador (Fig. 55); el cual cuenta con las siguientes características:

- Un único chip maneja tanto el USB como la transferencia serie asíncrona.
- Tasa de transferencia de 300 Baudios a 3M Baudios (RS422/RS485 con niveles TTL).
- Tasa de transferencia de 300 Baudios a 1M Baudios (RS232).
- Soporte para alimentar dispositivos directamente del bus USB.

- Tensión de alimentación 3,3V a 5,25V.
- Compatible con USB 1.1 y USB 2.0.

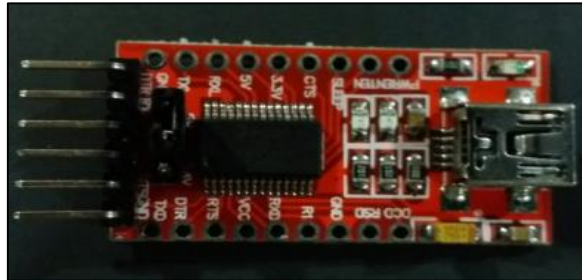


Figura 55: Módulo de comunicación serial FT232RL

Fuente: Elaboración propia

Módulo de comunicación Bluetooth (HC-05)

Una vez seleccionado el microcontrolador se requiere de un módulo de comunicación Bluetooth (HC-05) que trabaja de dos maneras tanto como servidor y/o cliente (maestro – esclavo), lo cual es muy útil ya que puede enviar y recibir información con otros dispositivos que posean la misma tecnología. En la tesis se intercambiará la información entre un microcontrolador y un Smartphone con sistema Android mediante una aplicación móvil. (Fig. 56).



Figura 56: Módulo de comunicación Bluetooth (HC-05)

Fuente : Elaboración propia

Diseño de la tarjeta electrónica

Una vez seleccionado el microcontrolador, los sensores para la adquisición de datos y los sistemas de comunicación, procedemos a diseñar el diagrama electrónico por cada componente.

Diagrama electrónico del microcontrolador

Tomando como referencia las bases teóricas del microcontrolador explicadas en el capítulo 2 se requiere de un oscilador y un circuito de reset, los cuales se incluyeron en el diagrama electrónico del microcontrolador ATmega328P. (Fig. 57).

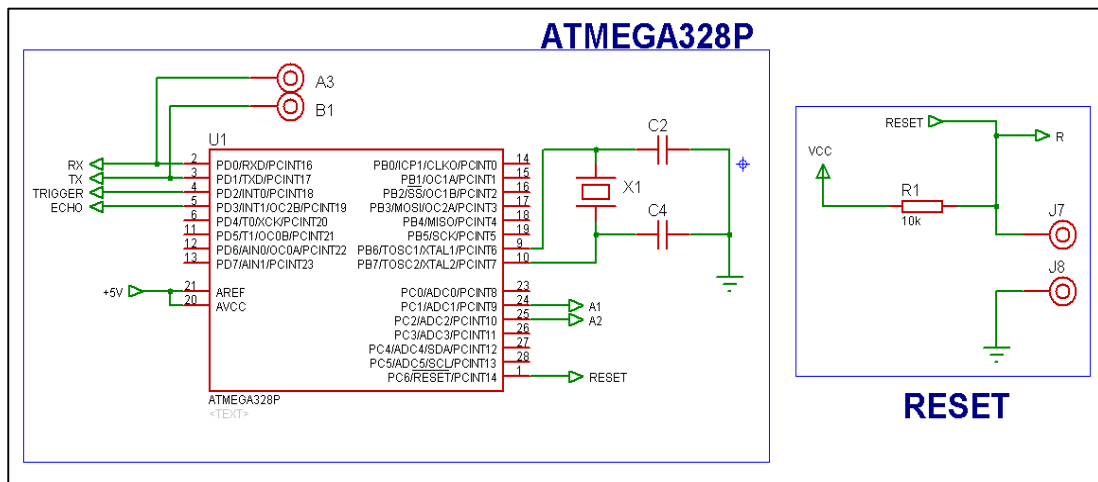


Figura 57: Diagrama electrónico del microcontrolador

Fuente : Elaboración propia

Diagrama electrónico del sensor para medir distancia

Una vez seleccionado el sensor para medir distancia HC-SR04, se prosiguió a la elaboración del diagrama electrónico para su conexión con el microcontrolador ATmega328P. (Fig. 58).

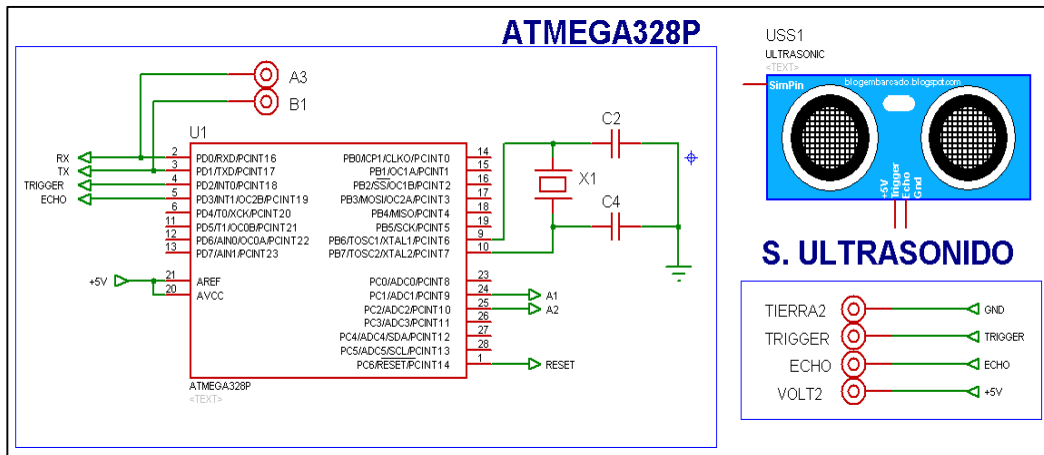


Figura 58: Diagrama electrónico del sensor HC-SR04

Fuente : Elaboración propia (2018)

Diagrama electrónico del sensor para medir posición

Tomando como referencia las bases teóricas del sensor para medir posición FSR®, se prosiguió a la elaboración del diagrama electrónico el cual requiere de un divisor de tensión para su conexión con el microcontrolador ATmega328P. (Fig. 59).

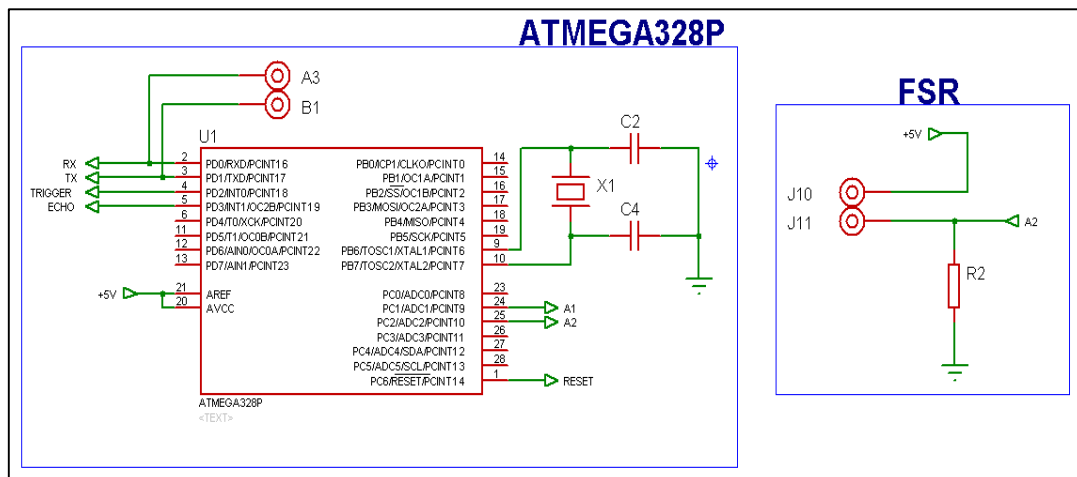


Figura 59: Diagrama electrónico del sensor FSR®

Fuente : Elaboración propia (2018)

Diagrama electrónico del sensor para medir ingreso de aire

Una vez seleccionado el sensor para medir ingreso de aire MPXV5100DP (sensor de presión diferencial), se prosiguió a la elaboración del diagrama

electrónico para su conexión con el microcontrolador ATmega328P. (Fig. 60).

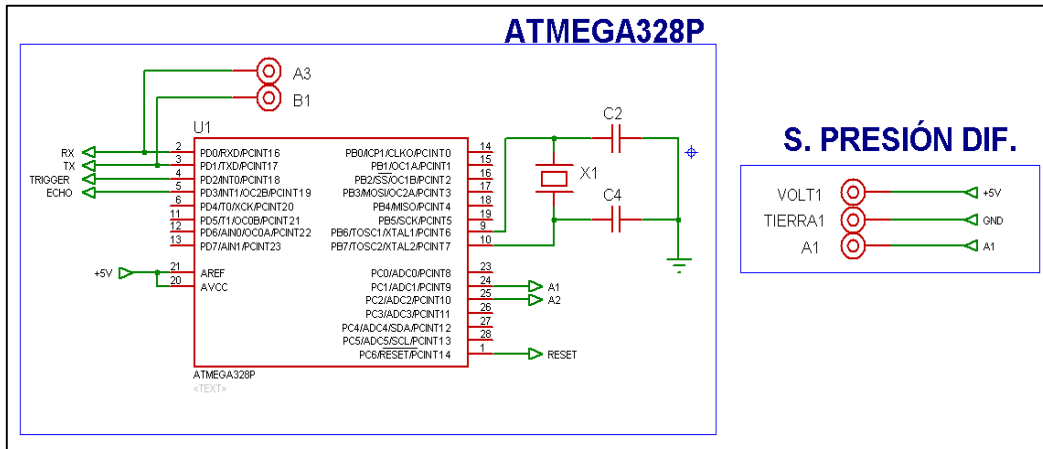


Figura 60: Diagrama electrónico del sensor MPXV5100DP

Fuente: Elaboración propia

Diagrama electrónico del módulo de comunicación FT232RL

Una vez seleccionado el módulo de comunicación FT232RL, se procedió a la elaboración del diagrama electrónico para su conexión con el microcontrolador ATmega328P. (Fig. 61).

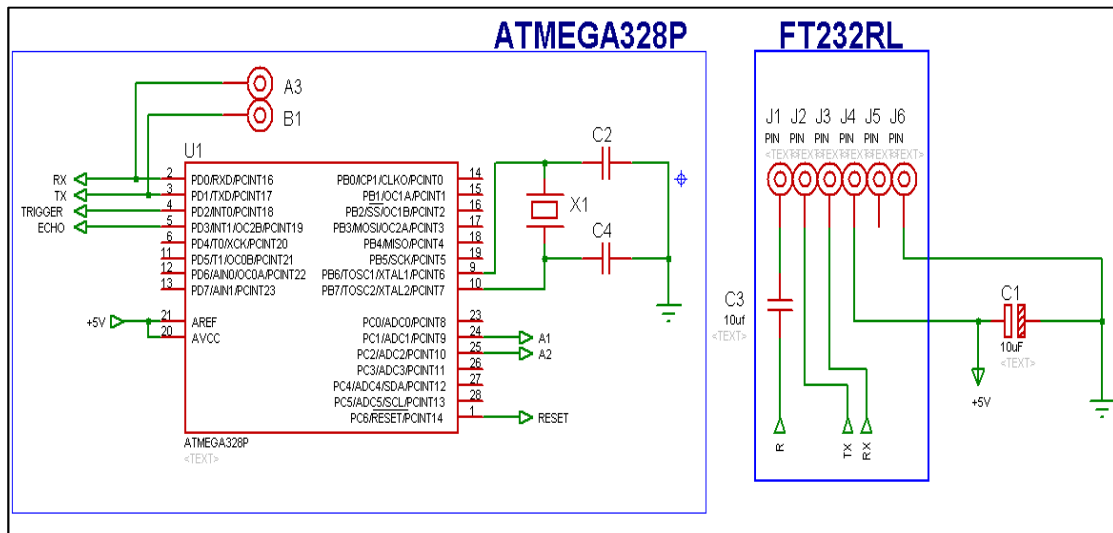


Figura 61: Diagrama electrónico del módulo FT232RL

Fuente : Elaboración propia

Diagrama electrónico del módulo de comunicación Bluetooth (HC-05)

Una vez seleccionado el módulo de comunicación Bluetooth (HC-05), se procedió a la elaboración del diagrama electrónico para su conexión con el microcontrolador ATmega328P. (Fig. 62).

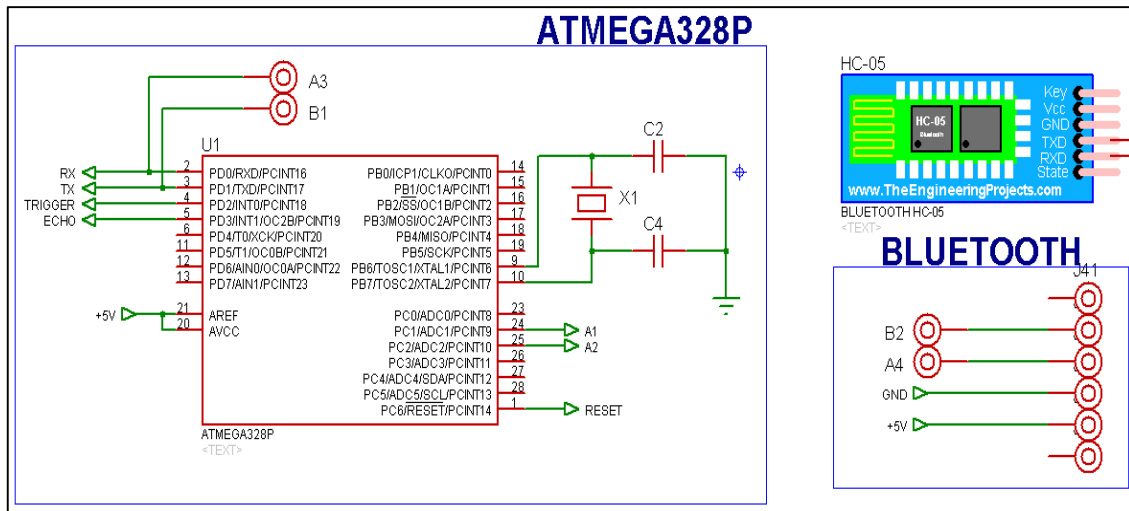


Figura 62: Diagrama electrónico del módulo Bluetooth (HC-05)

Fuente: Elaboración propia

Integración del diagrama electrónico

Una vez realizadas todos los diagramas de cada uno de los componentes, se procedió a integrarlos. (Fig. 63).

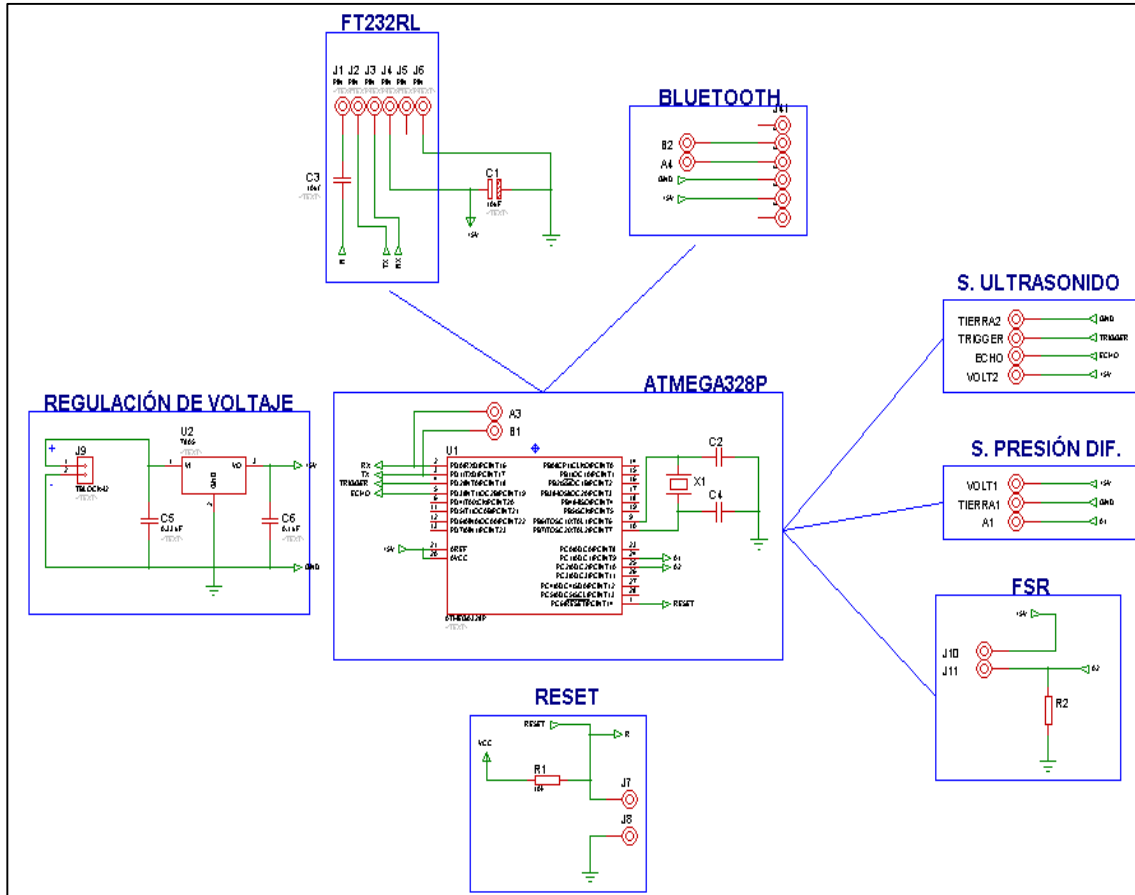


Figura 63: Esquema del diagrama electrónico terminado

Fuente : Elaboración propia

Con el diagrama electrónico terminado, se procedió con el diseño de la tarjeta electrónica. (Fig. 64 y Fig.65).

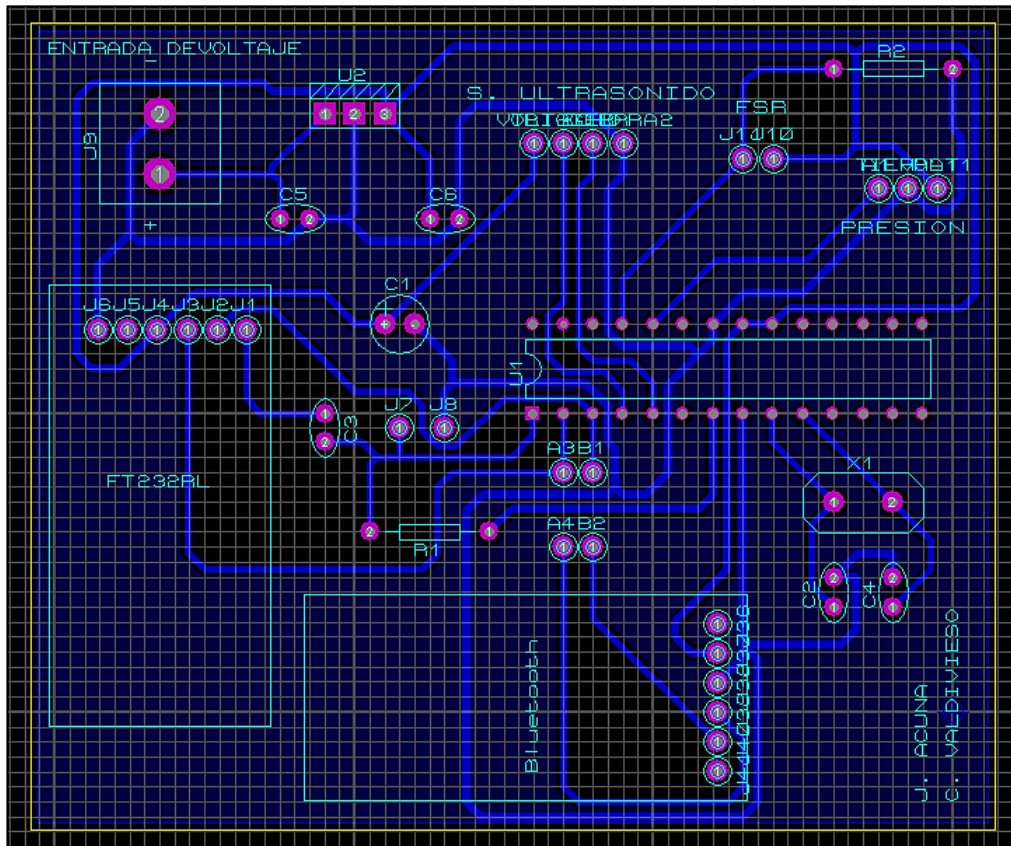


Figura 64: Distribución del circuito electrónico

Fuente : Elaboración propia

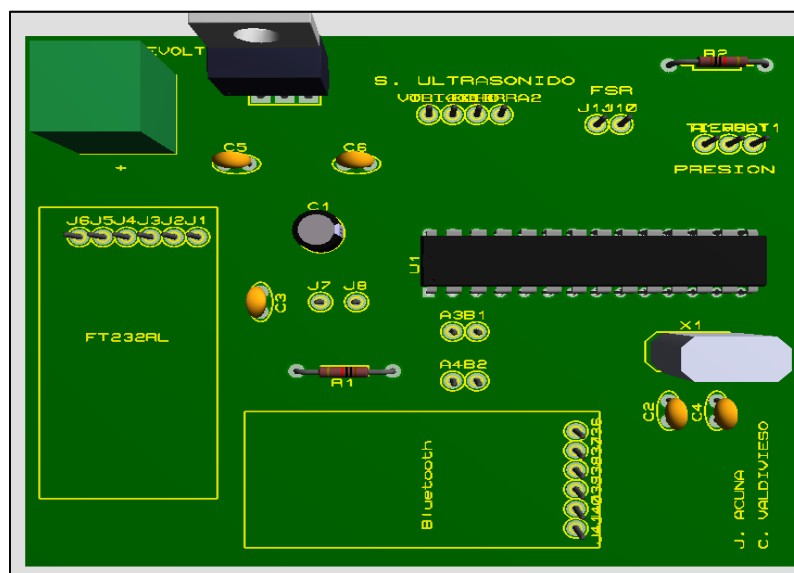


Figura 65: Vista superior de la tarjeta electrónica

Fuente : Elaboración propia

3.4 Diseño Eléctrico

Para el diseño eléctrico tomaremos en cuenta el consumo de todos los componentes que requieran un voltaje para su funcionamiento entre los cuales tenemos:

- Sensor de ultrasonido HC-SR04

En la tabla 21 se muestra las características de corriente y voltaje del sensor de ultrasonido HC-SR04.

Tabla 21: Consumo eléctrico del sensor de ultrasonido HC-SR04

Características	
Voltaje de alimentación:	5VDC
Corriente en espera:	<2mA
Corriente de trabajo:	15mA

Fuente: Elaboración propia

- Sensor de presión diferencial MPXV5100DP

En la tabla 22 se muestra las características de corriente y voltaje del sensor de presión diferencial MPXV5100DP.

Tabla 22: Consumo eléctrico del sensor de presión diferencial MPXV5100DP

Características	
Voltaje de alimentación:	5.0 VDC
Corriente típica:	10mA

Fuente: Elaboración propia

- Sensor FSR®

En la tabla 23 se muestra las características de corriente y voltaje del sensor FSR®.

Tabla 23: Consumo eléctrico del sensor FSR®

Características	
Voltaje de alimentación:	5.0 VDC
Corriente típica:	1mA

Fuente: Elaboración propia

- Microcontrolador ATmega328P

En la tabla 24 se muestra las características de corriente y voltaje del microcontrolador ATmega328P.

Tabla 24: Consumo eléctrico del microcontrolador ATmega328P

Características	
Voltaje de alimentación:	1.8 a 5.5 VDC
Corriente típica:	0.2mA

Fuente: Elaboración propia

- Módulo serial FT232RL

En la tabla 26 se muestra las características de corriente y voltaje del módulo serial FT232RL.

Tabla 25: Consumo eléctrico del Módulo serial FT232RL

Características	
Voltaje de alimentación:	5VDC
Corriente típica:	50mA

Fuente: Elaboración propia

- Módulo Bluetooth (HC-05)

En la tabla 26 se muestra las características de corriente y voltaje del módulo Bluetooth (HC-05).

Tabla 26: Consumo eléctrico del Módulo Bluetooth (HC-05)

Características	
Voltaje de alimentación:	5VDC
Corriente típica:	30mA

Fuente: Elaboración propia

Para poder alimentar los componentes del sistema se utilizó un arreglo de cuatro pilas de Litio en serie. (Fig. 66).

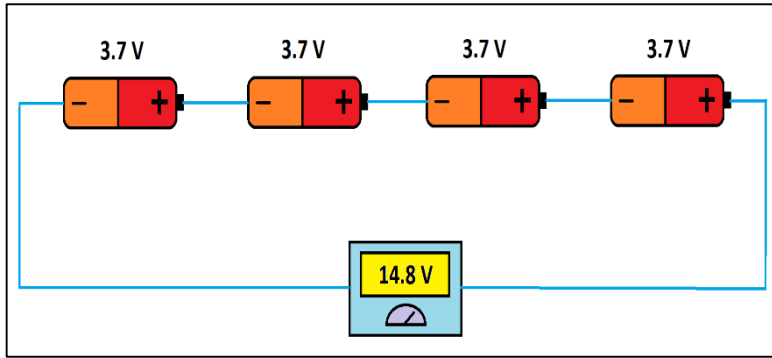


Figura 66: Arreglo de pilas

Fuente : Elaboración propia

Estas pilas son capaces de entregar hasta 900mAh. Esta información es importante para calcular el tiempo de autonomía del simulador de RCP adulto, a continuación, se muestra los cálculos realizados para tener el tiempo aproximado de duración del arreglo de las pilas.

La potencia del sistema embebido se calculó utilizando la siguiente ecuación:

$$P = V * I \dots\dots\dots (17)$$

Donde:

P = Potencia (W)

V = Voltaje (V)

I = Intensidad (A)

Para el cálculo de la potencia del arreglo de pilas de Litio su utilizó la ecuación 17 tomando en consideración que $P = P_{batería}$.

$$P_{batería} = V * I$$

Sustituyendo las variables con los datos del arreglo de pilas,

$$P_{batería} = 14.8 V * 900 mA$$

$$P_{batería} = 14.8 V * 900 * 10^{-3} A$$

$$P_{batería} = 13.32 W$$

El arreglo de pilas es capaz de entregar 13.32W por hora. Luego se calculó la potencia total del sistema, la cual está representada con la siguiente ecuación.

$$P_{sistema} = P_{sensores} + P_{microcontrolador} + P_{modulosdecomunicación} \dots \dots \dots (17)$$

Donde:

$$P_{sistema} = \text{Potencia del sistema (W)}$$

$$P_{sensores} = \text{Potencia de los sensores (W)}$$

$$P_{microcontrolador} = \text{Potencia del microcontrolador (W)}$$

$$P_{modulosdecomunicación} = \text{Potencia de los módulos de comunicación (W)}$$

Al reemplazar las variables con los datos del sistema donde, la potencia de los sensores es de 0.13W, la potencia del microcontrolador es de 0.001W y la potencia de los módulos de comunicación es de 0.4W.

$$P_{sistema} = 0.13 \text{ W} + 0.001 \text{ W} + 0.4 \text{ W}$$

$$P_{sistema} = 0.531 \text{ W}$$

Se obtiene que el consumo del sistema es de 0.531 W. Con este último dato es posible determinar el tiempo de funcionamiento del simulador con la siguiente ecuación:

$$Autonomía = \frac{P_{arreglodepilas}}{P_{sistema}} \dots \dots \dots (17)$$

Donde:

$$P_{arreglodepilas} = \text{Potencia del arreglo de pilas de Litio (W)}$$

$$P_{sistemas} = \text{Potencia del sistema (W)}$$

Reemplazando:

$$Autonomía = \frac{13.32 \text{ W}}{0.531 \text{ W}}$$

$$Autonomía = 25.08$$

$$\text{Autonomía} = 25 \text{ horas}$$

Con este cálculo aseguramos que el simulador de RCP adulto tendrá 25 horas de funcionamiento, a plena carga de las pilas Litio.

- Cálculo de sección del cable

Con el fin de reducir pérdidas de energía en los conductores y evitar que estos aumenten la temperatura, se realiza el cálculo de sección de cable para el funcionamiento óptimo del sistema. Con ayuda de la siguiente ecuación se determinó la sección del conductor a utilizar:

$$S = \frac{2 * L * I}{K * \%C} \dots\dots\dots (17)$$

Donde:

S = Sección del conductor (mm²)

L = longitud del conductor (m)

I = Intensidad (A)

K = constante del conductor (Cu=56, Al=35) (Ω x mm² x m⁻¹)

%C = Porcentaje de caída de tensión admisible (V)

Reemplazando los datos en la ecuación. Se tiene:

$$S = \frac{2 * 8 * 106.2 * 10^{-3}}{56 * \frac{14.8}{100}}$$

$$S = \frac{2 * 8 * 106.2 * 10^{-3}}{56 * \frac{14.8}{100}}$$

$$S = 0.205 \text{ mm}^2$$

Una vez calculado la sección transversal, tendríamos que elegir la sección inmediatamente superior a la calculada que coincida con alguna de las secciones estándar que se comercializan, por lo que consultamos la tabla perteneciente al Anexo 02.

Por lo tanto, el calibre del cable seleccionado es AWG 24 con una sección de 0.205 mm².

- Sistema de conexión y cableado eléctrico

El sistema de cableado conexasión y cableado eléctrico está conformado por todos aquellos elementos encargados de la distribución de la energía eléctrica entre los diferentes componentes del simulador de RCP adulto. (Fig. 67).

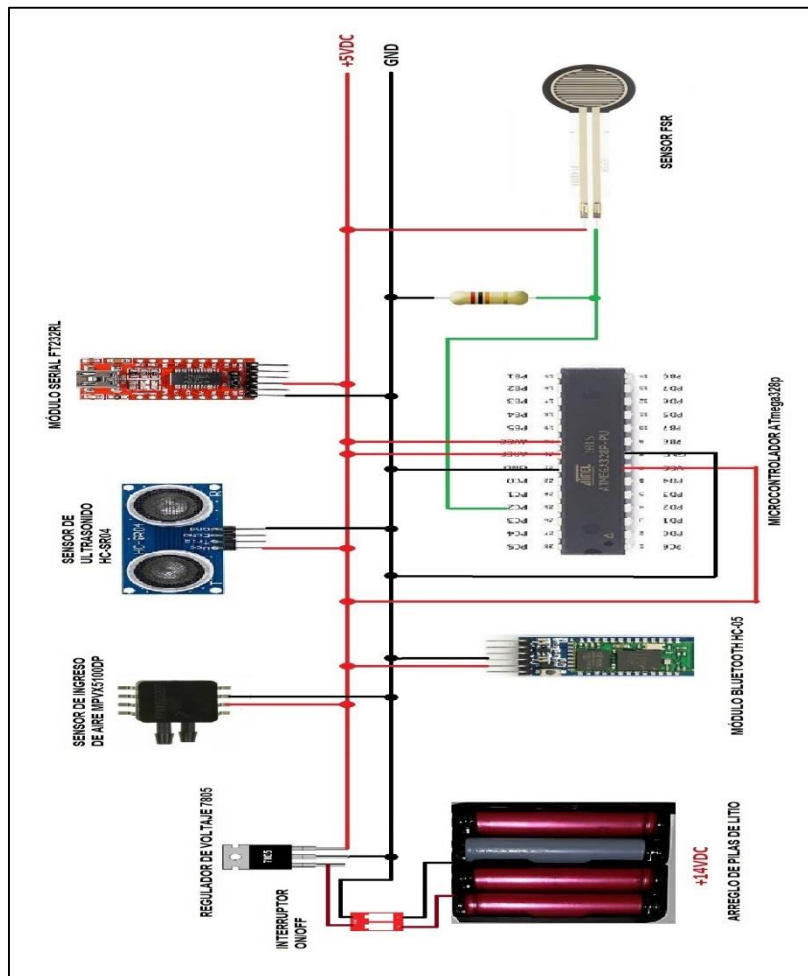


Figura 67: Conexión y cableado eléctrico

Fuente: Elaboración propia

3.5 Diseño Informático

El diseño y desarrollo del lenguaje de programación se realizó en dos partes:

- Diseño del código de programación: En esta parte se desarrolla un diagrama de bloques en donde se explica el funcionamiento del simulador de RCP adulto.
- Código de programación: En esta etapa se desarrolla el lenguaje de programación.

Diseño del código de programación

Para realizar el diseño del código de programación se seguirán las siguientes secuencias que se muestran en la figura 68:

- Evaluar el estado del paciente, si se encuentra respirando colocarlo en la posición de recuperación detallada en las bases teóricas del capítulo 2; caso contrario iniciar RCP durante 60 segundos.
- Una vez iniciado el RCP, se pueden realizar tres procedimientos independientes o la secuencia general que comprende la posición de las manos sobre el esternón, el inicio de las compresiones, la frecuencia de las compresiones y el inicio de la ventilación.
- Cada uno de los parámetros antes mencionados serán medidos y evaluados en función a lo detallado en las bases teóricas del capítulo 2.
- Si las manos están correctamente colocadas sobre el esternón se mostrará en la aplicación el mensaje “Posición correcta”; caso contrario se mostrará “Posición incorrecta”.
- Si las compresiones torácicas se encuentran entre 4 y 6 cm de profundidad se mostrará en la aplicación el mensaje “Compresión correcta”; caso contrario se mostrará “Compresión incorrecta”.
- Si la ventilación que ingresa al simulador de RCP se encuentra en un rango de 400-550 cc se mostrará un mensaje “Ventilación correcta”; caso contrario se mostrará “Ventilación incorrecta”.
- El proceso tendrá un tiempo de duración de 60 segundos posterior a ello se mostrará un porcentaje de efectividad del proceso. En caso que la efectividad del proceso realizado sea mayor a 85% se mostrará en

la aplicación el mensaje “Alta probabilidad de sobrevivir”; caso contrario se mostrará “Bajo porcentaje de efectividad”.

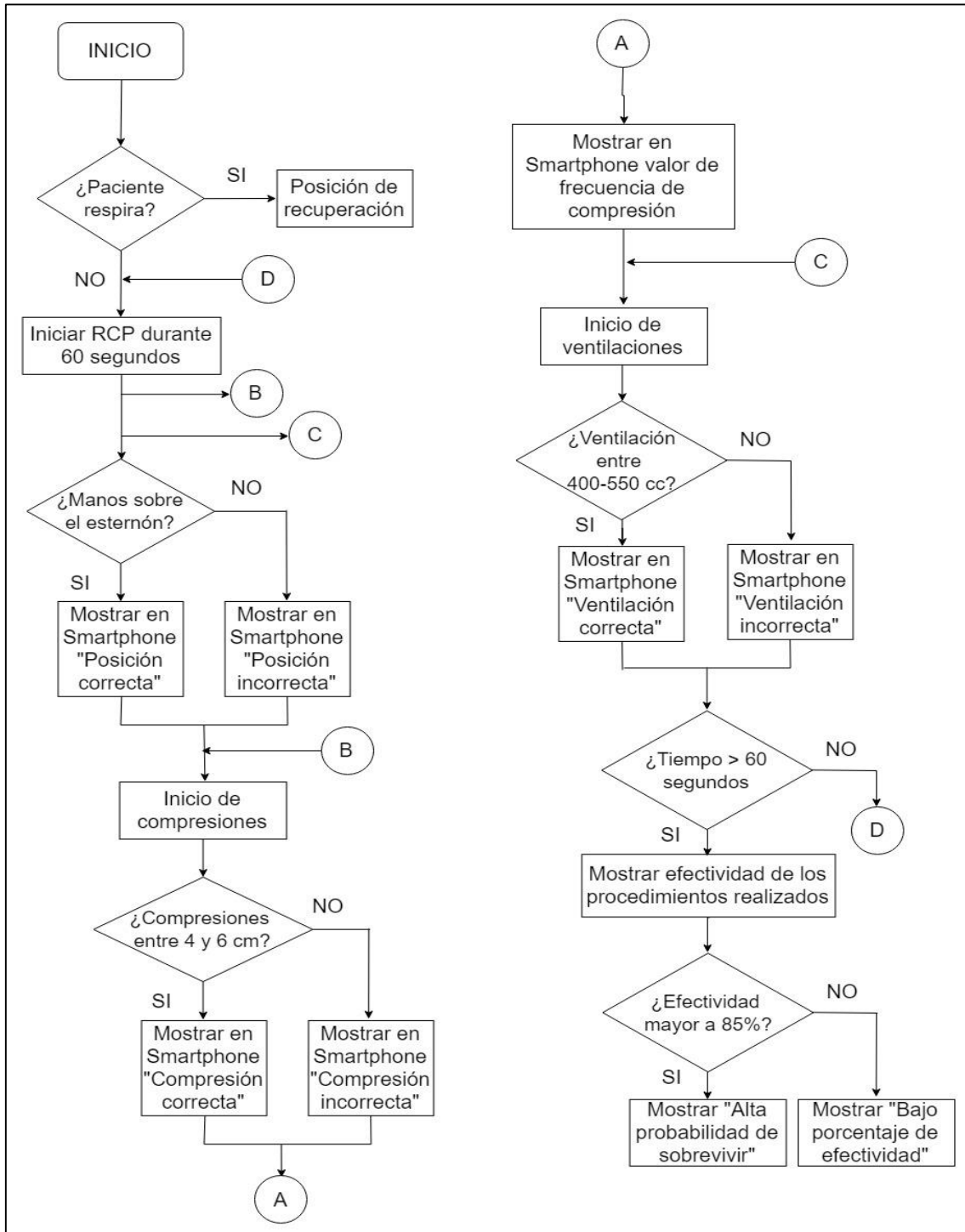


Figura 68: Diagrama de bloques del simulador de RCP adulto

Fuente : Elaboración propia

Código de programación

El código de programación propuesto para correcto funcionamiento del simulador de RCP adulto cuenta con 2 etapas:

- Programación con el software Arduino.
- Programación con MIT App Inventor 2.

Programación con el software Arduino

En esta etapa se declaran todas las variables, puertos de entrada/salida, acondicionamiento de las lecturas de los sensores mediante ecuaciones matemáticas, la velocidad de transmisión de información entre el microcontrolador con el módulo de comunicación Bluetooth (HC-05) y el Smartphone con sistema Android.

a. Declaración de variables

En la figura 69 se muestra las variables declaradas en el código de programación.

```
//Variable para sensor de posición e ingreso de aire
int  analogpin1=A1;
int  analogpin=A2;
float sensorvalor;
float sensorvalor1;
float rango;
float rangol;
//Variables para sensor de distancia
#define pEcho 3 //Conecta pin echo
#define pTrig 2 //Conecta el trigger
int duracion; //Captura el pulso que emite el echo
int ultrasonico=0; //Captura la distancia
char buffer[10];
```

Figura 69: Declaración de variables

Fuente : Elaboración propia

b. Puertos de entrada / salida - Velocidad de transmisión de información

En la figura 70 se muestra los puertos de entrada / salida y la velocidad de transmisión de información en el código de programación.

```

void setup()
{
  ///////////////////////////////////////////////////configuracion de velocidad
  Serial.begin(9600);      //Inicia la velocidad en 9600 baudios
  pinMode(pEcho, INPUT);  //Defino echo como entrada
  pinMode(pTrig, OUTPUT); //Defino trigger como salida
}

```

Figura 70: Puertos de entrada / salida -Velocidad de transmisión

Fuente : Elaboración propia

c. Acondicionamiento de las lecturas de los sensores

En la figura 71 se muestra el acondicionamiento de la lectura del sensor de ultrasonido HC-SR04 en el código de programación.

```

float lectura_ultrasonico()
{
  digitalWrite(pTrig, LOW);      //Envio un pulso bajo al trigger
  delayMicroseconds(2);         //Retardo de 2us
  digitalWrite(pTrig, HIGH);    //Genera el pulso de trigger
  delayMicroseconds(10);        //Retardo de 10us
  digitalWrite(pTrig, LOW);     //Vuelve a estado bajo trigger
  duracion=pulseIn(pEcho, HIGH); //Recibo el pulso con echo y lo asigno a duracion
  ultrasonico=0.01715*duracion; //Asigno a distancia la duracion
                                // del pulso y lo convierto a centímetros
  return ultrasonico;
  //////////////////////////////////////
}

```

Figura 71: Acondicionamiento de la lectura del sensor HC-SR04

Fuente : Elaboración propia

En la figura 72 se muestra el acondicionamiento de la lectura del sensor FSR® en el código de programación.

```

float lectura_sensor()
{
  sensorvalor = analogRead(analogpin);
  rango =(float (sensorvalor)/1023.0)*1.1*90.0*50.0;
  return rango;
}

```

Figura 72: Acondicionamiento de la lectura del sensor FSR®

Fuente : Elaboración propia

En la figura 73 se muestra el acondicionamiento de la lectura del sensor MPXV5100DP en el código de programación.

```
float lectura_sensor1()  
{  
    sensorvalor1 = analogRead(analogpin1);  
    rangol =3.837*sensorvalor1+0.0286;  
    return rangol;  
}
```

Figura 73: Acondicionamiento de la lectura del sensor MPXV5100DP

Fuente : Elaboración propia

d. Arreglo para transmisión de datos

En la figura 74 se muestra el arreglo para transmisión de datos en el código de programación.

```
void loop()  
{  
    int distancia = lectura_ultrasonico();//almacena los datos enviados desde las funciones  
    int posicion = lectura_sensor();  
    int ventilacion = lectura_sensor1();  
    //este es el orden que debe ir para recibirse en la aplicacion  
    sprintf(buffer, "%d/%d/%d",distancia,posicion,ventilacion);//concatena varias variables  
                                                    //diferentes como int, char en una sola cadena,  
                                                    //aprovecho la coma para dividir en appinventor los datos  
    Serial.println(buffer);  
    delay(300);  
}
```

Figura 74: Arreglo para transmisión de datos

Fuente : Elaboración propia

Programación con MIT App Inventor 2

El MIT App Inventor 2 es un lenguaje de programación visual basado en bloques que será usado para el diseño de la aplicación móvil, el cual trabajará en un sistema operativo Android.

A continuación, se detallan las etapas para el diseño de la aplicación móvil:

- Primera Etapa – Diseño de la interfaz visual

En la figura 75 se muestra el diseño de la interfaz visual.



Figura 75: Diseño de la interfaz visual

Fuente : Elaboración propia

- Segunda Etapa – Programación en bloques

En esta etapa se desarrollará la programación mediante bloques lo cual nos permitirá: la conectividad Bluetooth (microcontrolador-aplicación móvil), lectura de datos en tiempo real de los sensores transmitidos por el microcontrolador a través del módulo Bluetooth HC-05, almacenamiento de información y la efectividad de proceso.

En la figura 76 se muestra la programación en bloques de la conectividad Bluetooth.

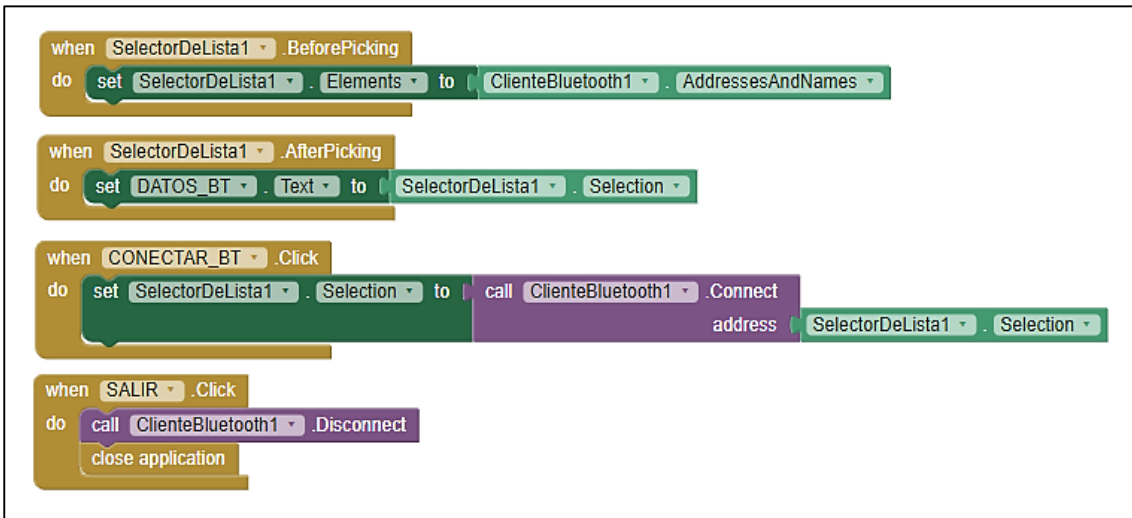


Figura 76: Programación en bloque–Conectividad Bluetooth

Fuente : Elaboración propia

En la figura 77 se muestra las variables a utilizarse en la programación en bloques.



Figura 77: Declaración de variables–Programación en bloques

Fuente : Elaboración propia

En la figura 78 se muestra los temporizadores a utilizarse en la programación en bloques.

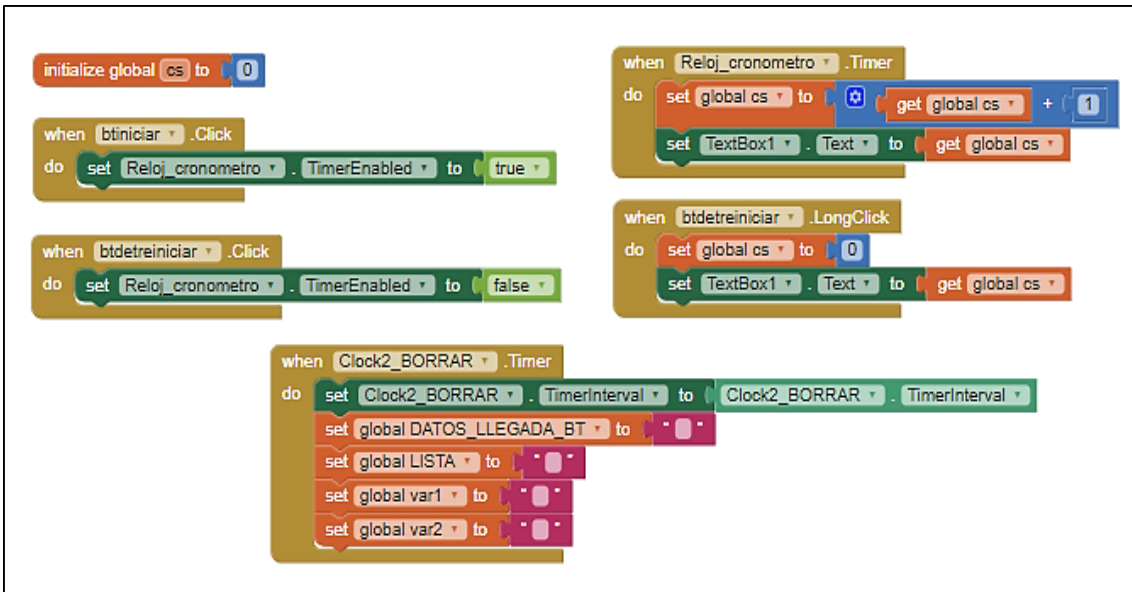


Figura 78: Temporizadores–Programación en bloques

Fuente : Elaboración propia

En la figura 79 se muestra la programación en bloques de la lectura en tiempo real y el porcentaje de efectividad del sensor de ultrasonido HC-SR04.

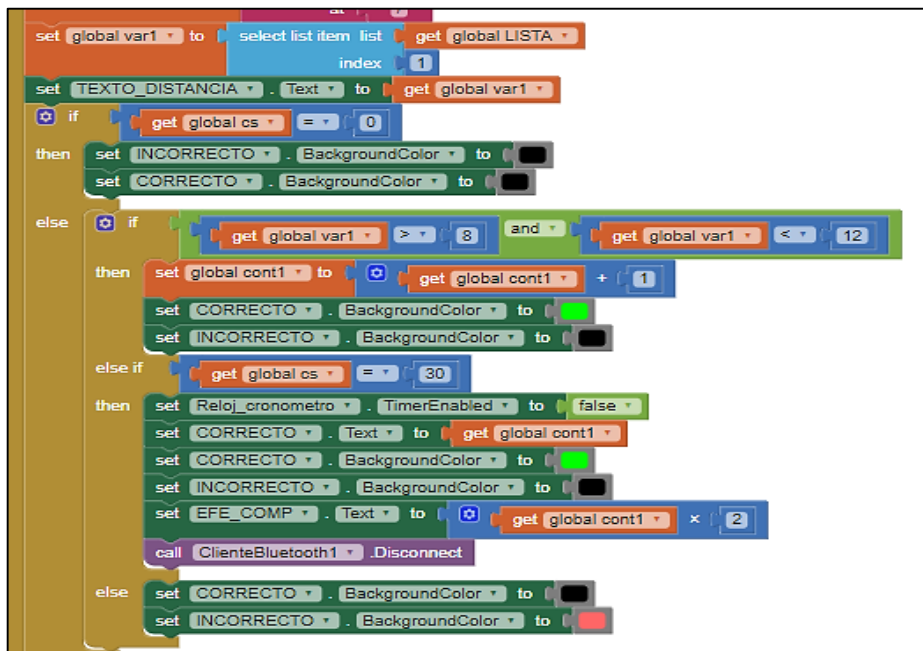


Figura 79: Programación en bloque–Sensor ultrasonido HC-SR04

Fuente : Elaboración propia

En la figura 80 se muestra la programación en bloques de la lectura en tiempo real del sensor de FSR®.

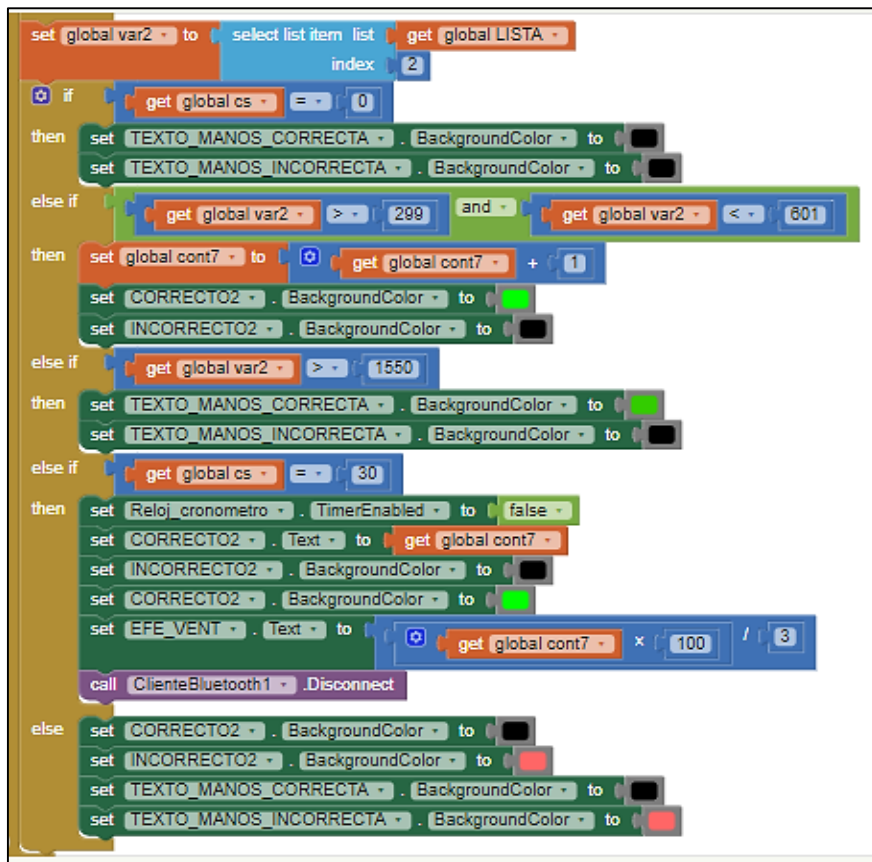


Figura 80: Programación en bloque–Sensor FSR®

Fuente : Elaboración propia

En la figura 81 se muestra la programación en bloques de la lectura en tiempo real y el porcentaje de efectividad del sensor de ingreso de aire MPXV5100DP.



Figura 81: Programación en bloque–Sensor MPXV5100DP

Fuente : Elaboración propia

3.6 Implementación Mecánica

Según lo desarrollado en el diseño mecánico, se seleccionó el maniquí Little Anne de la marca Laerdal. (Fig. 82).



Figura 82: Maniquí Little Anne – Marca Laerdal

Fuente : Elaboración propia

Con el material seleccionado (alambre de acero ASTM A277 estirado en frío) y los cálculos obtenidos del resorte helicoidal cilíndrico de compresión procedemos a comprobar las medidas de su manufactura. (Fig. 83).



Figura 83: Resorte helicoidal cilíndrico de compresión manufacturado

Fuente : Elaboración propia

Se comprobó el diámetro externo de 52 mm (Fig. 84) y el diámetro del alambre de 5 mm (Fig. 85) del resorte helicoidal cilíndrico de compresión.



Figura 84: Diámetro externo del resorte (52 mm)

Fuente : Elaboración propia



Figura 85: Diámetro del alambre (5 mm)

Fuente : Elaboración propia

Se comprobó la longitud de 16 cm del resorte helicoidal cilíndrico de compresión. (Fig. 86).

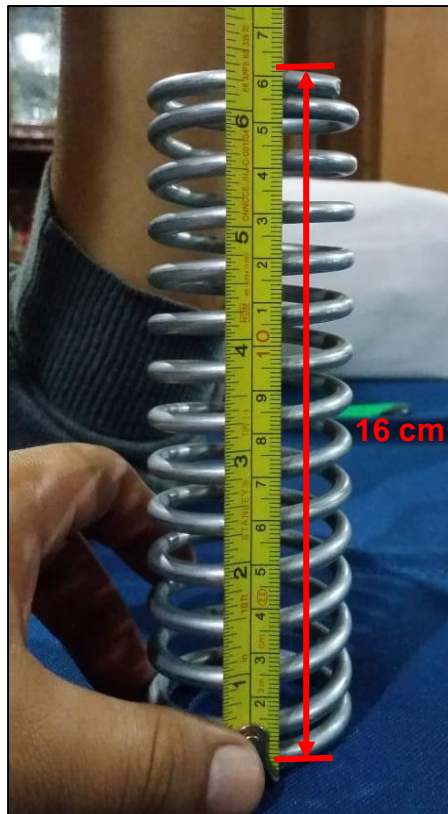


Figura 86: Longitud del resorte (16 cm)

Fuente : Elaboración propia

Se comprobó el paso de 1.11 cm del resorte helicoidal cilíndrico de compresión. (Fig. 87).



Figura 87: Paso del resorte (1.11 cm)

Fuente : Elaboración propia

Se verificó el tipo de extremo (escuadrado no rectificad) del resorte helicoidal cilíndrico de compresión. (Fig. 88).



Figura 88: Extremo del resorte escuadrado no rectificad

Fuente : Elaboración propia

Se comprobó el número de espiras (15) del resorte helicoidal cilíndrico de compresión. (Fig. 89).

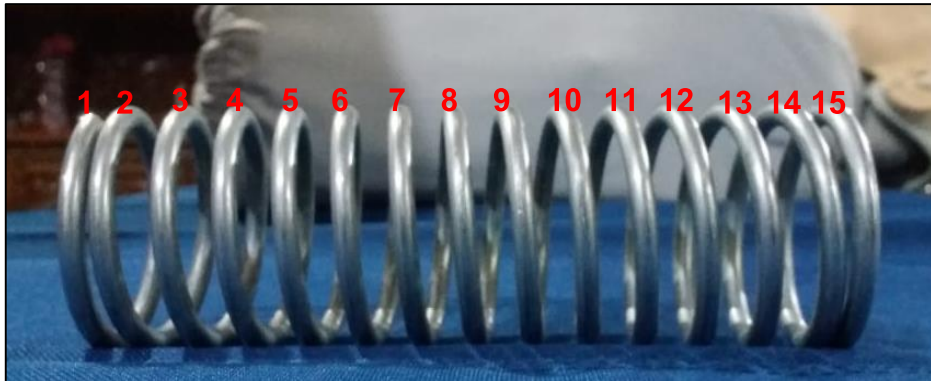


Figura 89: Número de espiras del resorte

Fuente : Elaboración propia

En función a los cálculos y selección del material realizados, en el diseño mecánico, se comprueba que el resorte helicoidal cilíndrico de compresión es igual al manufacturado. Por lo tanto, se procede a la fijación del resorte dentro del maniquí de RCP.

Tomando como referencia las marcas anatómicas del simulador y las bases teóricas del capítulo 2, se ubica el resorte entre la base de maniquí y la base del esternón que es el lugar donde se deben realizar las compresiones torácicas. (Fig. 90 y Fig. 91).



Figura 90: Fijación del resorte en el maniquí de RCP

Fuente : Elaboración propia (2018)

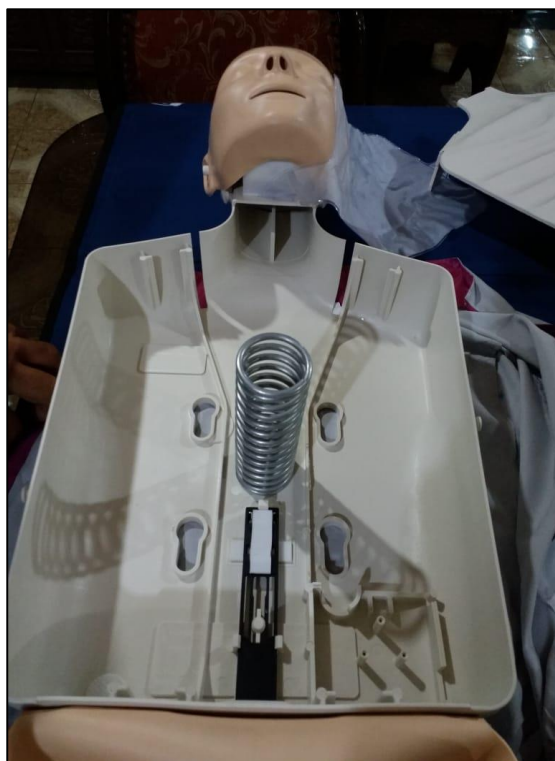


Figura 91: Posición final del resorte

Fuente : Elaboración propia

3.7 Implementación Electrónica

Con la selección y los diagramas electrónicos elaborados del microcontrolador, los sensores para la adquisición de datos y sistemas de comunicación, procedemos a realizar la implementación en el simulador de RCP adulto.

Implementación y ubicación de la tarjeta electrónica

En base al esquema del diagrama electrónico terminado, se procedió a la elaboración de del circuito impreso. (Fig. 92).

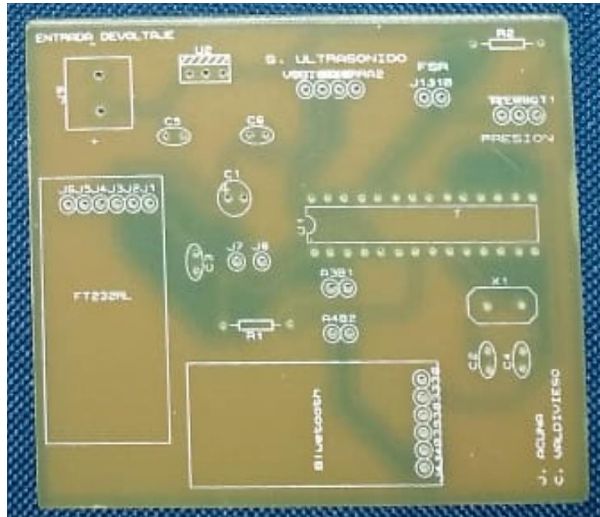


Figura 92: Circuito Impreso

Fuente : Elaboración propia

Para la implementación del circuito impreso es necesario contar con todos los componentes electrónicos:

- Microcontrolador ATmega328P

En la figura 93 se muestra el microcontrolador ATmega328P y sus componentes.

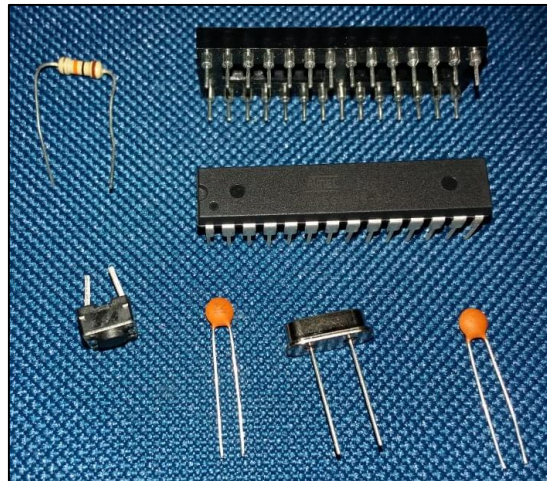


Figura 93: ATmega328P + Componentes

Fuente : Elaboración propia

- Sensores

En la figura 94 se muestran los sensores a utilizarse.

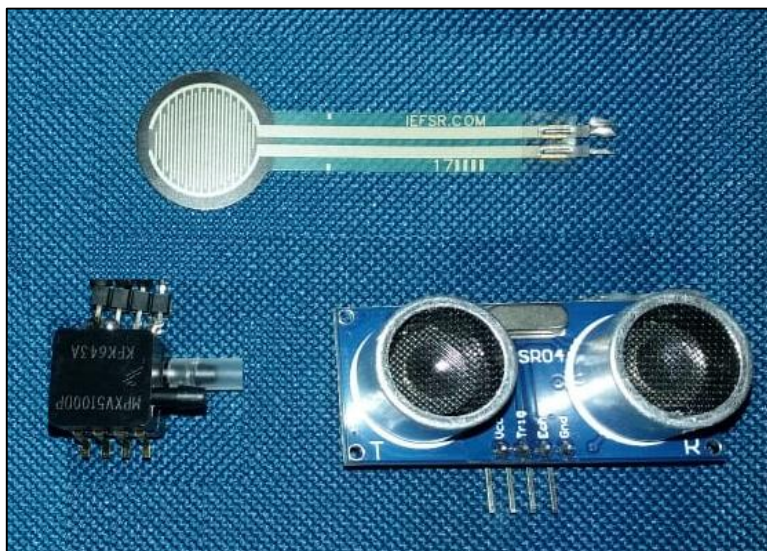


Figura 94: Sensores

Fuente : Elaboración propia

- Módulos de comunicación

En la figura 95 se muestran los módulos de comunicación Bluetooth HC-05 y serial FT232RL respectivamente.

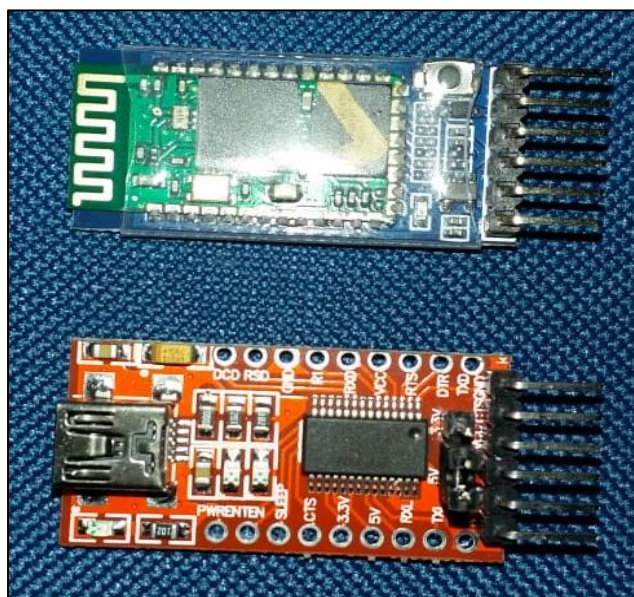


Figura 95: Módulos de comunicación

Fuente : Elaboración propia

Una vez finalizado el reconocimiento de todos los componentes procedemos a soldar en el circuito impreso los componentes. (Fig. 96 y Fig. 97).

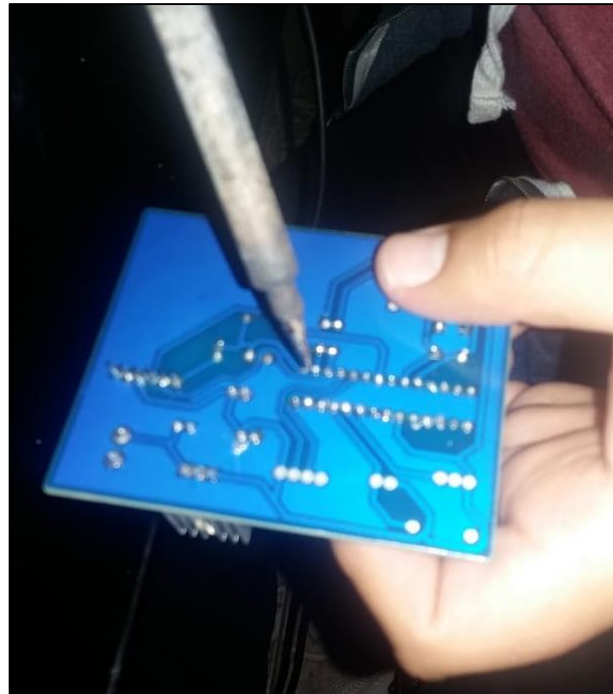


Figura 96: Proceso de soldado

Fuente : Elaboración propia

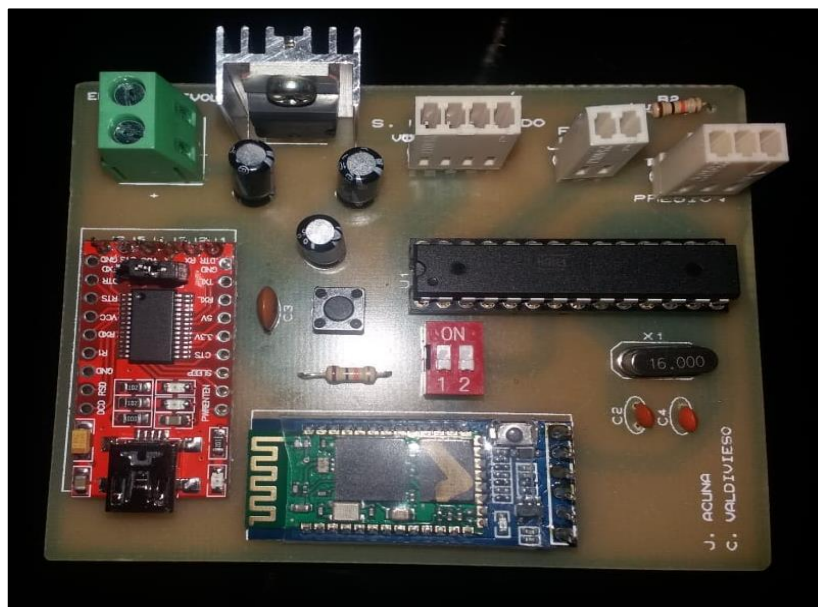


Figura 97: Circuito impreso terminado

Fuente : Elaboración propia

Ubicación de la tarjeta electrónica

Teniendo en consideración la base del maniquí es que se realizó la ubicación de la tarjeta electrónica. (Fig. 98).



Figura 98: Ubicación de la tarjeta electrónica

Fuente : Elaboración propia

Ubicación de los sensores

Teniendo en consideración el espacio ente la base y el cuello del maniquí se ubicó el sensor de ingreso de aire. (Fig. 99).



Figura 99: Ubicación del sensor de ingreso de aire en el maniquí

Fuente : Elaboración propia

Considerando la ubicación de la placa y el sensor de ingreso de aire, se procedió al cableado respectivo. (Fig. 100).



Figura 100: Conexión del sensor MPXV5100DP en la tarjeta

Fuente : Elaboración propia

Teniendo en consideración las bases teóricas de anatomía del capítulo 2 el sensor de ultrasonido se ubicó en paralelo y perpendicular al cuerpo del esternón. (Fig. 101).



Figura 101: Ubicación del sensor de ultrasonido

Fuente : Elaboración propia

Considerando la ubicación de la placa y el sensor de ultrasonido, se procedió al cableado respectivo. (Fig. 102).

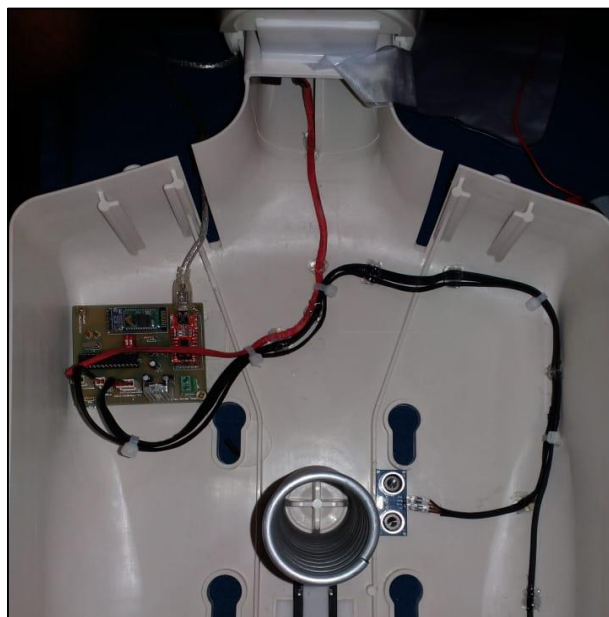


Figura 102: Conexión del sensor HC-SR04 en la tarjeta

Fuente : Elaboración propia

Teniendo en consideración las bases teóricas de anatomía del capítulo 2 el sensor FSR® se ubicó en el cuerpo del esternón. (Fig. 103).

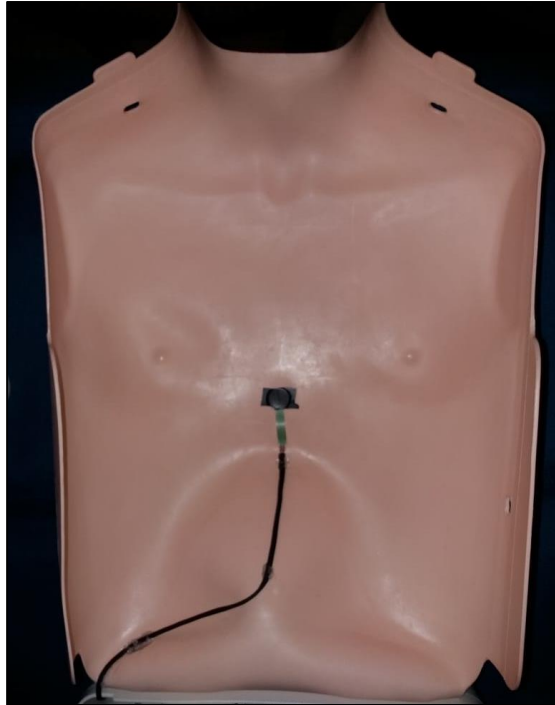


Figura 103: Ubicación del sensor FSR®

Fuente : Elaboración propia

Considerando la ubicación de la placa y el sensor de ultrasonido, se procedió al cableado respectivo. (Fig. 104).

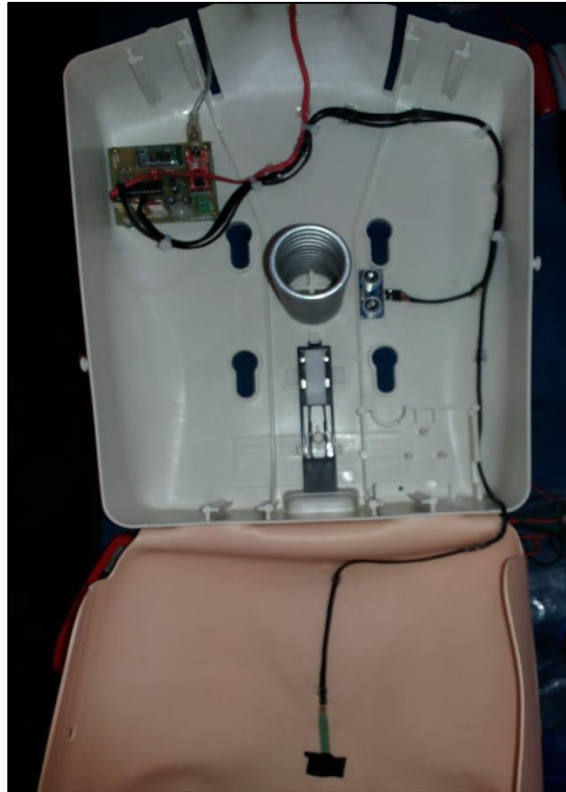


Figura 104: Conexión del sensor FSR® en la tarjeta

Fuente : Elaboración propia (2018)

Ubicación de los módulos de comunicación

Los módulos de comunicación se encuentran ubicados en la tarjeta electrónica. (Fig. 105).



Figura 105: Ubicación de los módulos de comunicación en la tarjeta

Fuente : Elaboración propia

3.8 Implementación Eléctrica

Contando con la ubicación de la tarjeta electrónica, los sensores y los módulos de comunicación en el simulador de RCP adulto se procedió a la instalación y ubicación del arreglo de 4 pilas de litio de 3.7 VDC en serie. (Fig. 106).

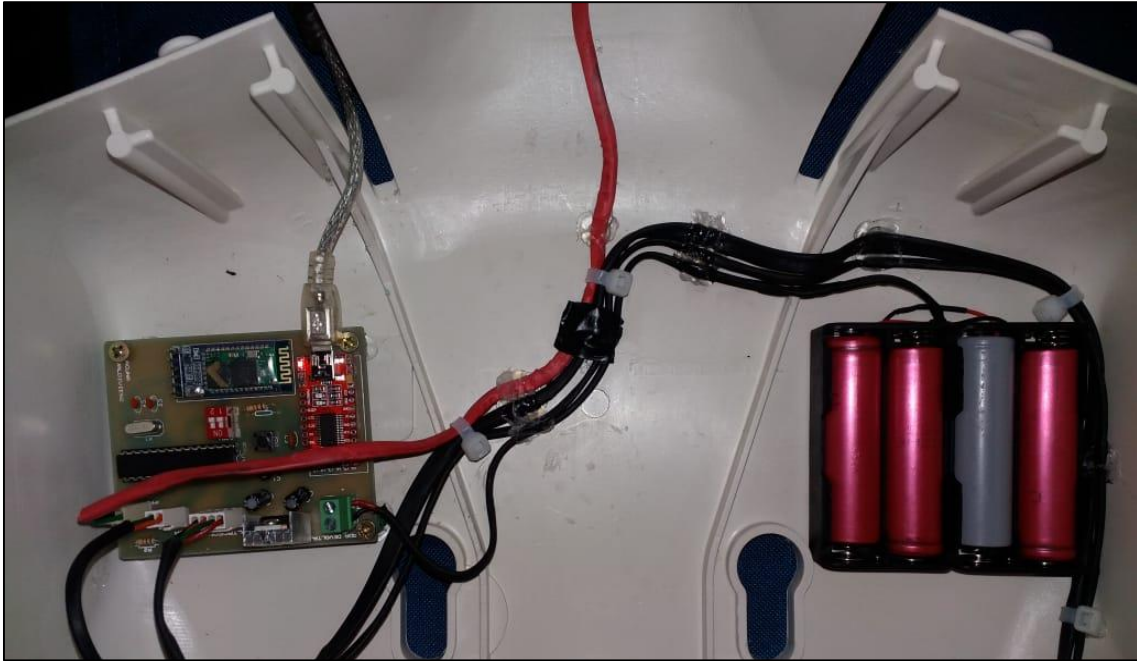


Figura 106: Instalación y ubicación del arreglo de 4 pilas de litio

Fuente : Elaboración propia

Una vez finalizada la instalación el voltaje del arreglo de las 4 pilas de litio de 3.7 VDC en serie será conectado a la etapa de regulación de tensión para poder tener una salida de 5 VDC mediante el 7805. (Fig. 107).



Figura 107: Ubicación de la etapa de regulación en la tarjeta

Fuente : Elaboración propia

3.9 Implementación Informática

Concluido el diseño informático, se procedió a conectar la tarjeta electrónica con el ordenador. (Fig. 108 y Fig. 109).

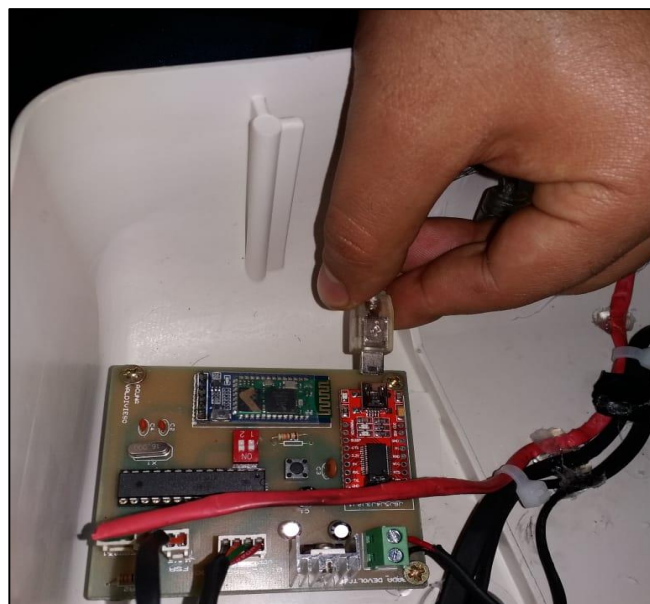


Figura 108: Conectando cable de comunicación a la tarjeta

Fuente : Elaboración propia



Figura 109: Conectando cable de comunicación al ordenador

Fuente : Elaboración propia

Una vez conectado la tarjeta electrónica con el ordenador, se debe tener en consideración que el DIP-SWITCH debe estar deshabilitado para proceder a cargar el programa. (Fig. 110).

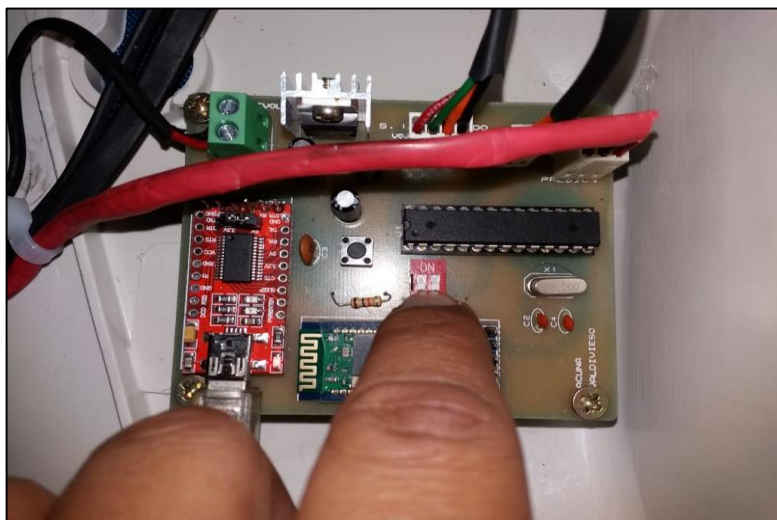


Figura 110: Deshabilitando DIP-SWITCH

Fuente : Elaboración propia

Una vez deshabilitado el DIP-SWITCH se procedió a compilar y cargar el programa diseñado a la tarjeta electrónica. (Fig. 111).

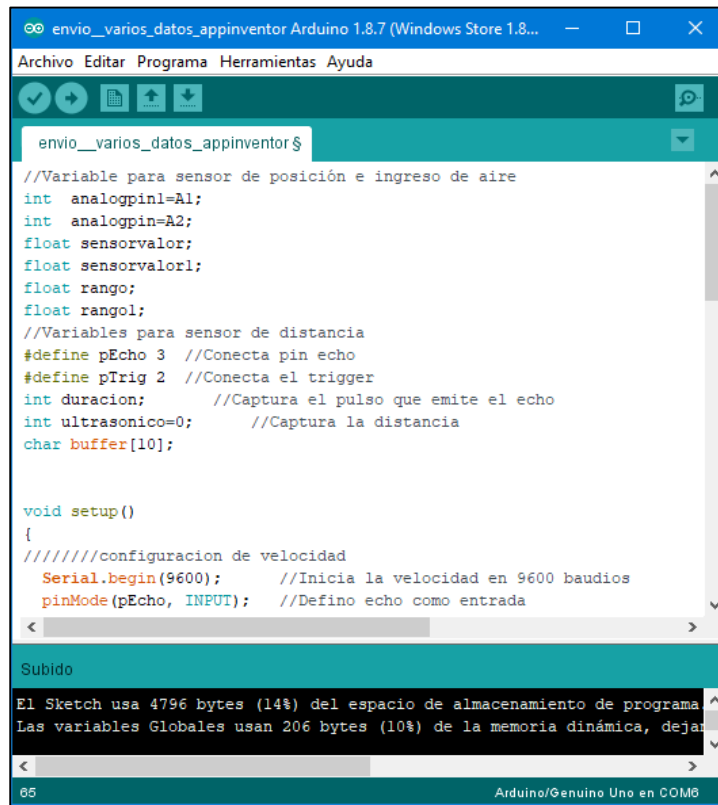


Figura 111: Programa compilado y cargado a la tarjeta electrónica

Fuente : Elaboración propia

Con el programa ya cargado en la tarjeta electrónica, se procedió a la creación de la aplicación. (Fig. 112 y Fig. 113).

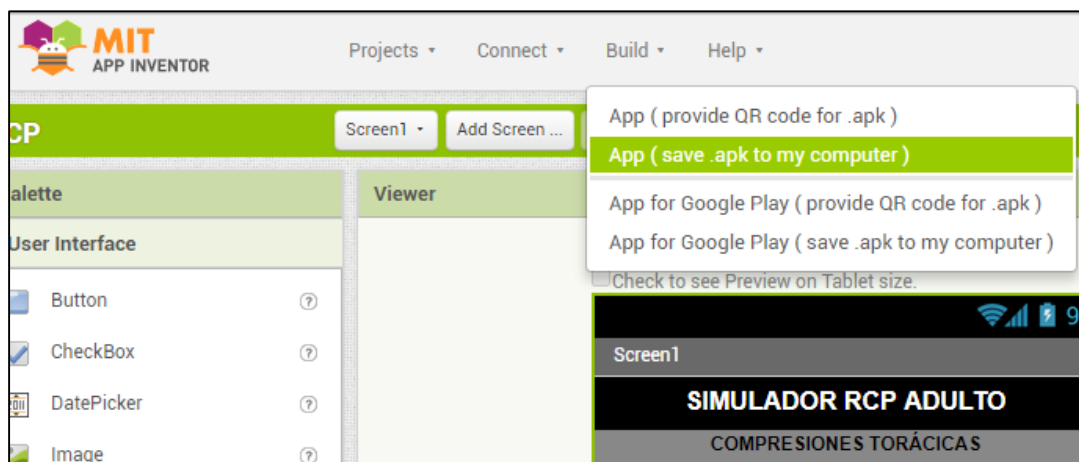


Figura 112: Creación de la aplicación

Fuente : Elaboración propia

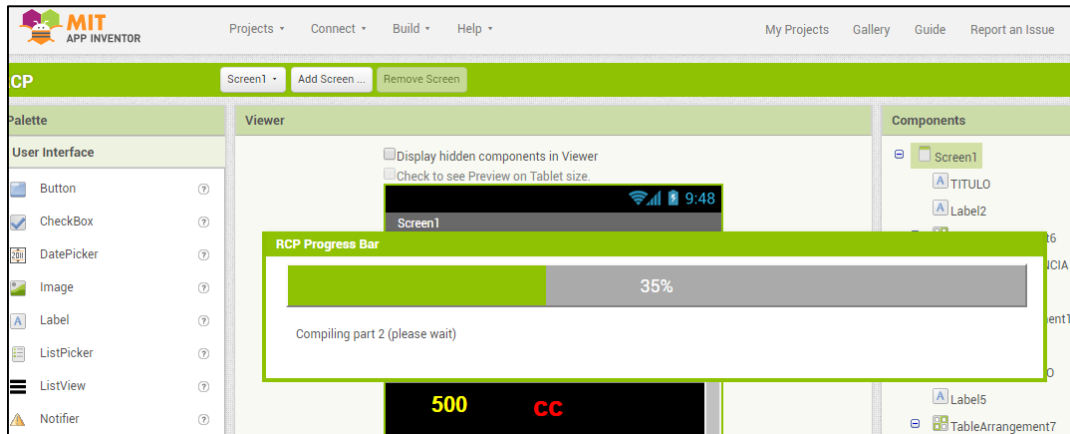


Figura 113: Cargando datos para la creación de la aplicación

Fuente : Elaboración propia

Como resultado final obtenemos la aplicación móvil en formato .apk, la cual se instaló en el dispositivo móvil (Smartphone). (Fig. 114 y Fig. 115).



Figura 114: Aplicación móvil (.apk)

Fuente : Elaboración propia

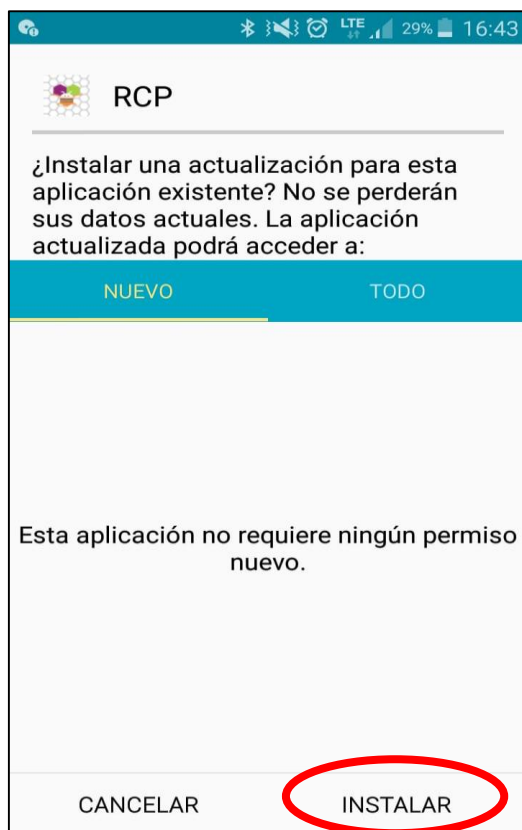


Figura 115: Instalado aplicación en Smartphone

Fuente : Elaboración propia

Terminada la instalación de la aplicación móvil en el dispositivo móvil (Smartphone), se mostró en la pantalla la aplicación realizada en el diseño informático. (Fig. 116).



Figura 116: Aplicación en dispositivo móvil

Fuente : Elaboración propia

Para realizar el emparejamiento entre el Bluetooth del Smartphone con Bluetooth de tarjeta electrónica se presionará el botón “Bluetooth” (Fig. 117), el cual mostró el listado de dispositivos disponibles con su dirección Bluetooth y seleccionamos la casilla que contenga el nombre “HC-05”. (Fig. 118).



Figura 117: Selección del Bluetooth

Fuente : Elaboración propia



Figura 118: Dirección Bluetooth HC-05

Fuente : Elaboración propia

Una vez seleccionada la dirección Bluetooth del HC-05, se procedió a conectar el módulo con el Smartphone. (Fig. 119).



Figura 119: Conexión del Bluetooth

Fuente : Elaboración propia

Vinculado y conectado, se seleccionó el botón “Iniciar” con ello se está listo para poder comenzar con las pruebas que se realizarán en el capítulo 4. (Fig. 120).



Figura 120: Inicio de adquisición de datos

Fuente : Elaboración propia

CAPITULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

4.1 Pruebas

Se realizó cuatro pruebas que consisten en distintas simulaciones con la ayuda del software MIT App Inventor 2 que comunica la tarjeta electrónica del simulador de RCP adulto con un dispositivo móvil.

Prueba de compresiones torácicas

Según las bases teóricas mencionadas en el capítulo 2 se deben realizar de 100 a 120 compresiones por minuto con una profundidad de entre 4 y 5 cm sobre el cuerpo del esternón. Para poder lograr estos resultados haremos uso del sensor de ultrasonido HC-SR04, cuyo principio de funcionamiento se basa en el efecto Doppler el cual emite una onda sonora desde el transmisor al receptor. Asimismo, si las compresiones se encuentran entre un rango de 4 y 5 cm se encenderá una luz verde; caso contrario encenderá una luz roja.

Prueba de posición de las manos

Según las bases teóricas mencionadas en el capítulo 2, la posición correcta para realizar la RCP es colocando las manos sobre el cuerpo del esternón; para lo cual haremos uso del sensor piezoresistivo FSR®, que al contar con un área circular pequeña nos permite tener una medición exacta de la posición correcta de las manos. Asimismo, si la posición es la correcta encenderá una luz verde; caso contrario encenderá una luz roja.

Prueba de ventilación

Según las bases teóricas mencionadas en el capítulo 2, el ingreso de aire de los pulmones es de 500 cc; para lo cual haremos uso del sensor de presión diferencial MPXV5100DP, cuyo principio de funcionamiento es

realizar una comparación entre la presión de ingreso con la presión atmosférica. Asimismo, si las ventilaciones están en un rango aproximado a 500 cc se encenderá una luz verde; caso contrario encenderá una luz roja.

Prueba de efectividad

La efectividad será medida en relación a las compresiones torácicas (100 por minuto) y las ventilaciones realizadas (6 a 8 por minuto). Para ello haremos uso de ecuaciones matemáticas para calcular el porcentaje de efectividad final.

4.2 Resultados

A continuación, se presenta cada prueba con su respectiva explicación:

Resultados de la prueba de compresiones torácicas

En la prueba de compresiones torácicas, se tomaron datos por 60 segundos, en este tiempo se debe llegar a 100 compresiones torácicas.

En la figura 121 se observa la interacción entre el maniquí y el usuario.



Figura 121: Interacción entre el maniquí y el usuario

Fuente : Elaboración propia

En la figura 122 se observa el inicio de las compresiones torácicas.



Figura 122: Inicio de las compresiones torácicas

Fuente : Elaboración propia

En la figura 123 se observa la lectura en tiempo real de las compresiones torácicas correctas.



Figura 123: Compresiones torácicas correctas

Fuente : Elaboración propia

En la figura 124 se observa la lectura en tiempo real de las compresiones torácicas incorrectas.



Figura 124: Compresiones torácicas incorrectas

Fuente : Elaboración propia

Resultados de la prueba de posición de las manos

En la prueba de posición de las manos, se tomaron datos en tiempo real por 60 segundos e indicaran la posición correcta encendiendo una luz verde; caso contrario una luz roja.

En la figura 125 se observa la posición incorrecta de las manos en el simulador de RCP adulto.



Figura 125: Posición incorrecta de la manos

Fuente : Elaboración propia

En la figura 126 se observa la posición correcta de las manos en el simulador de RCP adulto.

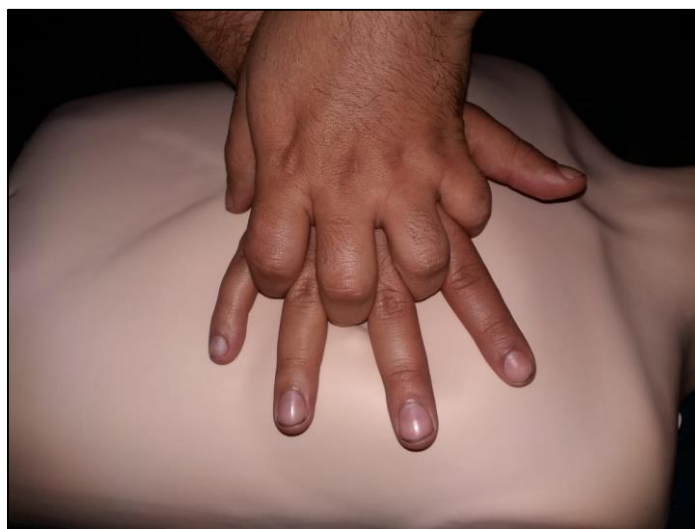


Figura 126: Posición correcta de la manos

Fuente : Elaboración propia

En la figura 127 se observa la lectura en tiempo real de las compresiones torácicas incorrectas.



Figura 127: Posición incorrecta de las manos

Fuente : Elaboración propia

En la figura 128 se observa la lectura en tiempo real de las compresiones torácicas correctas.



Figura 128: Posición correcta de las manos

Fuente : Elaboración propia

Resultados de la prueba de ventilación

En la prueba de ventilación, se tomaron datos por 60 segundos, en este tiempo se debe llegar entre 6 a 8 ventilaciones.

En la figura 129 se observa la técnica frente-mentón, desarrollada en las bases teóricas del capítulo 2, antes de empezar la ventilación.



Figura 129: Técnica frente-mentón en el simulador de RCP

Fuente : Elaboración propia

En la figura 130 se observa el inicio de la ventilación en el simulador de RCP.



Figura 130: Inicio de la ventilación en el simulador de RCP

Fuente : Elaboración propia

En la figura 131 se observa la lectura en tiempo real de las ventilaciones incorrectas.



Figura 131: Ventilaciones incorrectas

Fuente : Elaboración propia

En la figura 132 se observa la lectura en tiempo real de las ventilaciones correctas.



Figura 132: Cantidad de ventilaciones correctas

Fuente : Elaboración propia

Resultados de la prueba de efectividad

En la prueba de efectividad luego de 60 segundos se mostrará en porcentaje la efectividad de las compresiones y ventilaciones en el intervalo de tiempo antes mencionado. (Fig. 133).



Figura 133: Porcentaje de efectividad

Fuente : Elaboración propia

Concluidas las pruebas y resultados de las compresiones torácicas, posición de las manos, ventilación y efectividad obtenemos valores medibles de los indicadores antes mencionados, los cuales están dentro de los rangos esperados.

CONCLUSIONES

De la presente investigación, podemos citar las siguientes conclusiones:

1. Ha sido posible diseñar e implementar el sistema mecánico mediante el uso de los criterios de selección del resorte resumidas en las bases teóricas del capítulo 2, el resorte diseñado e implementado en la parte mecánica ha sido sometido a pruebas de cargas mayores a 600N durante las compresiones torácicas, dando como resultado el correcto funcionamiento del resorte helicoidal sin tener pandeo ni deformaciones en el resorte después de realizar los procedimientos
2. Ha sido posible diseñar e implementar el sistema electrónico para ello se hizo uso de los sensores FSR, ultrasonido y presión diferencial, hemos obtenido y procesado datos que muestran la posición correcta de las manos sobre el esternón, la cantidad de compresiones por minuto y el ingreso de aire a los pulmones, cumpliendo con las expectativas requeridas para el maniquí.
3. Ha sido posible diseñar e implementar el sistema informático, mediante el uso del módulo de comunicación bluetooth HC-05 se realizó la conectividad a un Smartphone mostrando como resultados datos en tiempo real y un porcentaje de efectividad finalizado en entrenamiento de las compresiones torácicas, la posición correcta de las manos y las ventilaciones que se realizan en el simulador logrando de esta manera alcanzar nuestro objetivo.
4. Ha sido posible diseñar e implementar un simulador de reanimación cardiopulmonar adulto, mediante el diseño e implementación de los sistemas mecánico, electrónico e informático lo que permite realizar el entrenamiento con el personal del Centro de Salud San Gabino obteniendo las destrezas y habilidades requeridas, logrando de esta manera alcanzar los objetivos.

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

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

1. Se recomienda diseñar dos resortes que simulen la resistencia de un niño y una persona obesa para entrenamiento en diferentes escenarios.
2. El diseño del sistema eléctrico cuenta con una suficiente autonomía de trabajo sin embargo se recomienda añadir un módulo con puerto de carga para que las pilas de litio puedan ser cargadas sin necesidad de retirarlas de su base.
3. El diseño del sistema electrónico se elaboró en función a un entrenamiento en soporte vital básico, se recomienda que para un entrenamiento más avanzado (ACLS) se haga uso de un sensor inductivo que pueda detectar la posición correcta de los desfibriladores.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Avila y Ramos (2017). Conocimiento y práctica del personal de enfermería En la capacitación sobre maniobras de rcp básico en un Centro geronto geriátrico (tesis segunda especialidad). Universidad Peruana Cayetano Heredia , Perú.
2. Botello (2012). Adobe InDesign CS6 Revealed, Estados Unidos: Editorial DELMAR CENGAGE Learning.
3. Caravaca, A. (2008). El ABC de la reanimacion Cardiopulmonar Pediatrica, España : Editorial ARAN.
4. Carmona, A (2012). Soporte vital básico, España: Editorial Innovación y cualificación S.L.
5. Chambergó y Siapo, (2014). Diseño y construcción de un simulador electrónico para el entrenamiento de estudiante de medicina (Tesis pregrado). Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo, Perú.
6. Cintora y Delgado, (2012). Prototipo simulador broncoscopia (Tesis de pregrado). Instituto Politécnico Nacional, México
7. Corona y Abarca, (2014), Sensores y actuadores aplicaciones con arduino, México: Grupo editorial Patria S.A.
8. Galindo y Visbal (2007). Simulacion herramienta para la educacion medica. Articulo de revision Salud Uninorte , Colombia.
9. Gonzales y García (2015). Curso de App inventor. Escuela de Castilla-La Mancha, España.
10. Guyton y Hall (2016). Fisiología médica, España: Editorial Elsevier.
11. Maran NJ y Glavin RJ (2003). Simulacion de alta y baja fidelidad
12. Martínez (2013). Cálculo de resortes helicoidales de compresión. Universidad politécnica de Cartagena, Colombia
13. Mejía (2017). Factores asociados al nivel de conocimiento en reanimacion cardiopulmonar en hospitales del Perú. Revista Colombiana de Anestesiología, Colombia.
14. Mott (2006). Diseño de elementos de Máquinas, México: Editorial Pearson Educación.

15. Ortegón y Sierra (2016). Calidad de reanimación cardiopulmonar avanzada efectuada por residentes de primer año en un hospital de segundo nivel. Investigación en educación médica, México.
16. Pallás (2004). Sensores y Acondicionadores de Señal, España: Editorial Marcombo.
17. Rodríguez, V (2009). Resucitación cardiopulmonar básica y DEA, España : Aran ediciones S.L
18. Torrente (2013). Arduino, Curso práctico de formación, México : Editorial Alfaomega Grupo Editor.
19. Richard L. Drake (2005). Anatomía para estudiantes, España: Traducción y producción editorial Diorki Servicios Integrales de Edición.
20. Rodríguez (2008). Visual Basic 6.0 Orientado a Base de Datos, España: Grupo Experto Bucarely.
21. Tortora y Derrickson (2007). Principios de anatomía y fisiología, España : Editorial Médica Panamericana.
22. Valencia, C (2013). Reanimación cardiopulmonar para la comunidad una nueva forma de comunicación para la vida (tesis maestría). Universidad tecnológica de Pereira, Colombia.
23. Valdés y Pallas (2007). Microcontroladores: fundamento y aplicaciones con PLC
24. Ziv, A (2003). Wolpe PR, Small SD, Glick S, Educación médica basada en simulación, Acad med.