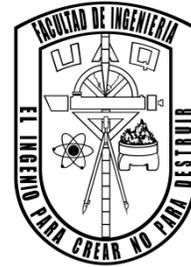




Universidad Autónoma de Querétaro
 Facultad de ingeniería
 Ingeniería en Automatización
 con Línea terminal en Mecatrónica.



Equipo de entrenamiento y capacitación para técnica RCP con base en un sistema embebido y comunicación inalámbrica.

Como parte de los requisitos para obtener el grado de:

Ingeniero en Automatización

Presenta:

Alumno Hiram Josué Seseña Martínez

Dirigido por:

M. En C. Moisés Agustín Martínez Hernández

M. En C. Moisés Agustín Martínez Hernández

Presidente

Firma

M. En C. José Luis Avendaño Juárez

Secretario

Firma

Dr. Juvenal Rodríguez Reséndiz

Vocal

Firma

Dr. Gerardo Israel Pérez Soto

Suplente

Firma

Dr. Manuel Toledano Ayaña

Nombre y Firma

Nombre y Firma

Director de la Facultad

Director de Ingeniería en Automatización



Dirección General de Bibliotecas y Servicios Digitales
de Información



Equipo de entrenamiento y capacitación para técnica
RCP con base en un sistema embebido y
comunicación inalámbrica.

por

Hiram Josué Seseña Martínez

se distribuye bajo una [Licencia Creative Commons
Atribución-NoComercial-SinDerivadas 4.0
Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Clave RI: IGLIN-235879

Equipo de entrenamiento y capacitación para técnica RCP con base en un sistema embebido y comunicación inalámbrica.

© 2023 - Hiram Josué Seseña Martínez

Derechos reservados

Esta tesis está dedicada a todas las personas que siempre me apoyaron y nunca me dejaron caer.

AGRADECIMIENTOS.

Agradezco a todas las personas que me acompañaron y apoyaron en este proceso de cursar mi carrera, cuando estuvieron ahí para mis momentos más difíciles y me impulsaron a seguir adelante. A todos aquellos amigos que a pesar de la poca comunicación que llegamos a tener en este tiempo siempre estuvieron dispuestos a escucharme y a estar para mí sin importar la circunstancias, como Israel, Valeria, Gaby, Javier, Emmanuel, Angel y Flor.

Agradezco profundamente al Lic. En Medicina General Jorge Gómez González, Lic. En Medicina General Gerardo Garrido y a Elias Bello Elizondo, pasante en Enfermería, por el apoyo que me brindaron en la realización de pruebas y por permitirme un espacio en las instalaciones de ENSAIN para realizar dichas prácticas, gracias a ellos fue posible finalizar el estudio de la fuerza durante las compresiones en la practica RCP.

Especiales agradecimientos a mi abuela Obdulia que siempre fue parte de formación como persona y me inculco en siempre hacer lo correcto a pesar de las circunstancias.

También agradezco profundamente a mi director de tesis y gran amigo Moisés por todo el apoyo que me brindo tanto como profesor y amigo durante este periodo.

Por último me gustaría mencionar a la persona, por la cual gracias a ella surgió este proyecto, Gisela Aguilar, que a pesar de que perdí contacto con ella, agradezco por toda su amistad y apoyo que me dio en su momento.

ABSTRACT.

This document presents the creation and methods used to generate a force measuring glove for CPR practice.

The proposed system aims to support training and improvement in first aid CPR training by obtaining real-time force data. The system is designed for individuals undergoing training in activities such as paramedics, nursing students, and medical students.

The project involves developing a functional prototype of a glove with a pressure sensor capable of measuring pressure in real-time, including pressures exerted per minute, checking the relaxation time of the chest between compressions, and issuing alerts in case of excessive pressure based on calculations performed by the program. The information collected by the glove is displayed through a graphical interface. Using an embedded system interface controller, real-time data is obtained through serial communication, and relevant information is presented to the user.

Keywords: Interface, wireless, CPR technique.

RESUMEN

En el presente documento se presenta la creación y métodos con los cuales se generó un guante medidor de fuerza para la práctica RCP.

El sistema propuesto tiene como propósito de apoyar en el entrenamiento y la mejora en la capacitación de primeros auxilios en la resurrección cardiopulmonar a partir de la obtención de datos de fuerza en tiempo real. El sistema es enfocado a gente que se capacite en aprender dicha actividad como paramédicos, estudiantes de enfermería y estudiantes de medicina.

El proyecto consiste en el desarrollo de un prototipo funcional de un guante con un sensor de presión, capaz de realizar mediciones de presión en tiempo real de presiones ejercidas por minuto, verificar tiempo de relajación torácica entre compresiones, alertar en caso de que exista una presión excesiva con base en cálculos realizados por el programa, desplegando información recabada por el guante mediante una interfaz gráfica. A partir de un controlador de interfaz en un sistema embebido, se obtendrán datos en tiempo real a partir de comunicación serial además de mostrar al usuario datos de interés.

Palabras Clave: Interfaz, inalámbrico, técnica RCP.

ÍNDICE DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS.....	I
ABSTRACT.....	II
RESUMEN.....	III
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	IV
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VI
ÍNDICE DE TABLAS.....	VII
INTRODUCCIÓN.....	1
1. 1 Antecedentes.....	1
1. 2 Descripción del problema.....	4
1. 3 Hipótesis y objetivos.....	4
1. 3. 1 Hipótesis.....	4
1. 3. 2 Objetivo general.....	4
1. 3. 3 Objetivos particulares.....	4
1. 4 Justificación.....	5
REVISIÓN DE LITERATURA.....	6
2. 1 Sensor de presión o fuerza.....	7
2. 1. 1 Ventajas del sensor.....	8
2. 1. 2 Desventajas del sensor.....	8
2. 2 Sensores de fuerza.....	8
2. 2. 1 Galgas Extensiométricas.....	9
2. 3 Microcontrolador.....	14

2. 4 Interfaz Humano Máquina (HMI)	15
METODOLOGÍA	16
3. 1 Descripción general de la metodología	16
3. 2 Materiales	16
3. 2. 1 Software y Hardware	16
3. 3 Métodos	18
RESULTADOS Y DISCUSIÓN	23
4. 1 Pruebas iniciales de prototipo con docentes y especialistas de ENSAIN de la Facultad de Enfermería.	23
4. 2 Modificaciones de prototipo	24
4. 3 Pruebas finales de prototipo con docentes y especialistas de ENSAIN de la Facultad de Enfermería.	25
4. 4 Elaboración de un sistema embebido en una placa PCB.	28
CONCLUSIONES	32
BIBLIOGRAFÍA	36

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 .1 Antecedentes de desarrollos en técnicas RCP.....	2
Tabla 3.2.1 Softwares usados para proyecto.....	17
Tabla 3.2.2 Hardware usado para proyecto.....	17
Tabla 3.2.3 Materiales utilizados para el prototipo del proyecto.....	17
Tabla 3.3.1 Datos de comportamiento del Sensor 1.....	21
Tabla 3.3.2 Datos de comportamiento del Sensor 2.....	22

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1	Sensor resistivo de fuerza MF05.	8
Figura 2.2.1	Puente de Wheatstone para una galga extensiométrica.	13
Figura 2.2.2	Puente de Wheatstone para cuatro galgas extensiométricas.	14
Figura 2.2.3	Galga extensiométrica BF350.	14
Figura 3.3.1	Galga extensiométrica física BF350.	18
Figura 3.3.2	Circuito físico microcontrolador con sensores y módulo Bluetooth.	19
Figura 3.3.3	Pantalla de inicio de Interfaz Gráfica.	19
Figura 3.3.4	Ventana para practica con graficas dinamicas.	19
Figura 3.3.5	Ventana para muestras con graficas dinamicas.	20
Figura 3.3.6	Módulo de amplifcación de señal para galgas extensiométricas.	20
Figura 3.3.7	Guante con galgas extensiométricas.	20
Figura 3.3.8	Comportamiento del Sensor 1.	21
Figura 3.3.9	Comportamiento del Sensor 2.	22
Figura 4.1.1	Capacitación para practica RCP.	23
Figura 4.1.2	Prueba por parte de ENSAIN.	24
Figura 4.1.3	Puntos de fuerza sobre la mano.	24
Figura 4.2.1	Circuito prototipo sobre placa fenólica.	25
Figura 4.2.2	Baterías de Li-ion para alimentación.	25
Figura 4.3.1	Prueba final por parte de ENSAIN.	26
Figura 4.3.2	Datos obtenidos a partir de pruebas para el Sensor 1.	27
Figura 4.3.3	Datos obtenidos a partir de pruebas para el Sensor 2.	27
Figura 4.3.4	Promedio de datos obtenidos a partir de pruebas.	28
Figura 4.4.1	Diseño esquemático del circuito del sistema embebido.	29

Figura 4.4.2	Diseño de circuito PCB.....	30
Figura 4.4.3	Visualización 3D parte superior de PCB.....	30
Figura 4.4.4	Visualización 3D parte inferior de PCB.....	31

INTRODUCCIÓN

Hay reportes donde se afirma que el 70% de los paros cardíacos ocurren en los hogares y mucha gente que los presencia no saben como actuar. La intervención con Reanimación Cardiopulmonar (RCP) y desfibrilación dentro de los primeros tres a cuatro minutos puede aumentar las posibilidades de supervivencia, pero no siempre el equipo de emergencias médicas ni otros especialistas pueden llegar al lugar de la escena en tiempo (J. Previdi, 2020).

Los dispositivos de reanimación cardiopulmonar son equipos robustos que no facilitan las actividades RCP, no suman valor en el proceso de aprendizaje del usuario, donde el tiempo de reacción es vital para salvar vidas. El mercado de este tipo de productos es variado, pero tienen una característica en común, son estorbosos, imprácticos, complicados de transportar, poco amigables para la comprensión de la actividad.

A pesar de los avances tecnológicos dentro del área de la salud hoy día no existen datos concisos sobre la práctica RCP. Lo que busca lograr este proyecto es la obtención de datos de fuerzas y peso ejercido en las personas a las cuales se les está aplicando RCP, como apoyo para estudiantes y practicantes de facultades de enfermería, medicina y/o paramédicos en su entrenamiento dentro de esta práctica.

En el presente documento abordamos la creación y métodos con los cuales se genera un guante medidor de fuerza para la práctica RCP.

1. 1 Antecedentes

Un paro cardiorrespiratorio es producido por la interrupción brusca inesperada potencial reversible de la actividad mecánica del corazón y la respiración espontánea. Debido a esto es producido un brusco del transporte del oxígeno a la periferia a la par que a los órganos vitales. Se considera que el 70% de los paros cardiorrespiratorios que suceden fuera del ámbito hospitalario ocurren en domicilios y que, de todos ellos, solo el 60% son presenciados por testigos. Entonces, es de vital importancia el reconocimiento de esta situación y el inicio inmediato de las maniobras de RCP, dado por cada minuto que pasa, se disminuye aproximadamente un 7% a 10% la probabilidad de recuperación de la persona (Sociedad Española de Cardiología, 2013).

La muerte súbita cardíaca se caracteriza por un colapso o un paro cardíaco súbito. Debido a esto, la sangre deja de fluir hacia el cerebro y todo el organismo, provocando de esta manera la muerte en dado caso de que no sea tratada dentro de minutos (Fishman, G., 2010).

La fibrilación ventricular (FV) y taquicardia ventricular (TV) son las arritmias responsables del mayor número de casos de paro cardíaco súbito. Otros ritmos responsables son la asistolia y la actividad eléctrica sin pulso (Rodríguez Reyes, H., 2015).

El tratamiento que se realiza cuando sucede un paro cardíaco súbito secundario FV o TV es la desfibrilación ventricular, y cuanto antes se realice, mayor será la probabilidad de revertir a ritmo sinusal. En el primer minuto el éxito que tiene la desfibrilación ventricular es superior al 90%, con RCP la posibilidad de revertir el ritmo sinusal se reduce entre 3% a 4% por minuto (Rodríguez Reyes, H., 2015).

Un RCP de calidad mejora las posibilidades de que una víctima sobreviva. Las características principales que debe de tener un RCP de calidad son las siguientes:

- Realizar las compresiones antes de 10 s desde que se identifica el paro cardíaco.
- Comprimir rápido y fuerte, las compresiones se deben realizar con una frecuencia mínima de 100 compresiones por minuto y una profundidad de 5 cm aproximadamente para adultos y niños, y 4 cm para lactantes.
- Permitir una expansión torácica completa después de cada compresión.
- Minimizar lo mejor posible las interrupciones entre las compresiones.
- Realizar ventilaciones eficaces para permitir que el tórax se eleve.
- Evitar una ventilación excesiva.

Dentro de las investigaciones y desarrollos tecnológicos de equipos para mejoras en técnicas RCP, podemos encontrar un resumen breve en la Tabla 1. donde podemos apreciar que la investigación mas reciente es del 2017, por lo que existe un amplio panorama para el seguimiento de dichas investigaciones.

Tabla 1.1 Antecedentes de desarrollos en técnicas RCP.

Autor	Año	Características y observaciones
Harman Jacob	2012	Equipo para entrenar o probar habilidades en RCP y para el uso de desfibrilación externa automatizada (DEA). Consta de un maniquí con sensores capacitivos ubicados en zonas predeterminadas al rededor del cuerpo del maniquí. Cuenta también con un simulador de DEA con dos almohadillas de desfibriladores que tiene un grupo de sensores capacitivos.
Andrea Andrade Donoso, Luis	2010	Dispositivo de RCP neumático que aplica masaje cardíaco y abdominal, constando también con un desfibrilación y ventilación

Escobar Murgas		nasofaríngea. Siendo un dispositivo in situ, portátil y auto sustentado.
Cristian James Richard, <i>et al</i>	2012	Dispositivo de asistencia cardiopulmonar con indicador visual dispuesto alrededor de su periferia para rescatistas que proporciona RCP manual.
Raul Vicedo Peinado	2010	Dispositivo para simular técnicas de RCP, comprende una base acoplada a una pieza de pecho que tiene la similitud de un tórax humano y se puede deformar elásticamente hacia la base cuando es presionada. Consta con una pieza de ajuste de presión situada en su base.
Seung-Jin Yang, <i>et al</i>	2013	Simulador para el entrenamiento en RCP y desfibrilación, puede realizar entrenamiento y evaluación de RCP y un desfibrilador para una emergencia con algún paciente en caso de que necesite primeros auxilios. El simulador sirve para capacitar tanto médicos, enfermeras y/o algún técnicas de emergencias médicas de manera sistemática y repetitiva acompañados con una persona a cargo de la capacitación que pueda identificar si la enseñanza se hace de forma eficaz. También se pueden entrenar personas en general aunque no se especialicen en el tema medico.
Keiji Tomita, <i>et al</i>	2010	Caja de entrenamiento que sirve como herramienta de práctica para aprender a masajear el corazón. Esta herramienta se caracteriza por una unidad principal que simula el tórax de forma adecuada para la práctica RCP. Consta con otros aditamentos que ayudan a la simulación adecuada que contrae y expande el tórax.
Evelyn Jacqueline Betancourt Almachi, <i>et al</i>	2017	Sistema RCP de reconocimiento y tratamiento. Comprende de un medio que analiza el ritmo cardiaco en el individuo mediante electrodos y un chip de procesamiento con indicadores que sugieren un masaje cardiaco en el individuo, también consta con medios para la medición de la presión arterial a través de la técnica Pletismografía. El sistema consta con un medio de suministro de energía para el funcionamiento autónomo, pantalla, cronómetro y medios de alertas visuales y sonoras, también cuenta con comunicación inalámbrica.

1. 2 Descripción del problema

En México, de acuerdo a cifras del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), durante el año 2015 el 25.5% de las defunciones registradas en el país son causadas por enfermedades del sistema circulatorio, entre estos porcentajes, se encuentra en primer lugar las enfermedades isquémicas del corazón, con un 68.5%, las hipertensivas con un 18%, las enfermedades de circulación pulmonar y relacionadas con un 12.9% y finalmente fiebre reumática y cardíacas crónicas con 0.6% (Instituto Nacional de Estadística y Geografía, 2017).

Una persona que sufre de un paro cardíaco debe ser tratado de manera inmediata y eficiente, ya que un RCP de calidad puede salvar una vida, en un artículo realizado por el Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (CENETEC) muestran que, el paro cardíaco súbito ocuriente de manera extrahospitalaria en un 47%, es decir, la mayoría de los paros cardíacos ocurren fuera de un hospital, este es un incidente relevante en la salud pública, en un estudio realizado por la Salud Pública en México en Querétaro solo el 2% de los afectados recibieron reanimación cardiopulmonar, en primera instancia por personal capacitado, entre los años 2006 y 2007 (A. Aguilera-Campos, 2023).

A pesar de los grandes avances en la reanimación cardiopulmonar, los paros cardíacos siguen siendo una problemática de salud pública, existiendo un gran índice de muertes debido a esto. Una de las grandes carencias que existen es la falta de estadísticas que demuestren las fuerzas ejercidas en la compresión en la práctica de R.C.P. Las estadísticas obtenidas ayudarán a obtener lecturas que apoyen y asesoren a las personas que realicen la práctica de R.C.P.

1. 3 Hipótesis y objetivos

1. 3. 1 Hipótesis

“Es posible mejorar la capacitación y la medición de variables directas con la técnica RCP con base en implementar un sistema simulador portátil tipo guante, el cual permita el uso de esta tecnología en el proceso de mejora continua por personal con mínima experiencia”

1. 3. 2 Objetivo general

Desarrollar un guante capaz de medir fuerzas de compresión para la práctica de reanimación cardiopulmonar con base en el uso de tecnologías inalámbricas.

1. 3. 3 Objetivos particulares

1. Desarrollar un circuito conectado a un microcontrolador y a su vez con sensores de presión y acoplado a un módulo bluetooth con el fin de obtener lecturas de las variaciones de presión.

2. Crear una interfaz gráfica que enlace lecturas y genere cálculos con el uso de software especializado, para interpretar de manera sencilla y visual.
3. Hacer un prototipo montando los sensores y circuitos a fin de realizar pruebas más realistas y/o prácticas
4. Generar un análisis de las pruebas realizadas con el prototipo a través de la base de datos adquiridos por el prototipo, para mejorar el procesamiento de datos.

1. 4 Justificación

Actualmente, la Facultad de Enfermería de la Universidad Autónoma de Querétaro no cuenta con el material suficiente para realizar prácticas de calidad. Los materiales con los que cuenta son maniqués de R.C.P básicos, el modelo consta de un torso para compresión abdominal, resucitación cardiopulmonar, es decir, sin ningún sistema de medición específico que muestre datos concretos para poder comprender si este método de primeros auxilios se está realizando de manera eficaz, es por eso que el planteamiento de realizar un prototipo de guante para la obtención de datos que asesoren al practicante, sería de utilidad porque el completo aprendizaje de la práctica RCP es muy delicada ya que involucra toma de decisiones basadas en experiencias previas, además de que existen conceptos ambiguos sobre la cantidad de fuerza que se debe de ejercer sobre el pecho de la persona. Aunque existen por el momento dispositivos similares, estos tienen altos costos para su compra y utilización dentro de universidades públicas que cuenten con facultades de enfermería y medicina, por lo que el dispositivo a realizar será de bajo costo a comparación con otros productos existentes en el mercado de la salud.

REVISIÓN DE LITERATURA

Actualmente existe una amplia cantidad de productos para entrenamiento en primeros auxilios, pero la rigurosidad de estudios, así como de simulación de resucitación cardiopulmonar es muy poca, debido a variabilidad de fuerza necesaria para comprimir diferentes medidas en un cuerpo de maniquí (Angelicus Baubin, *et al*, 1995).

Son dispositivos simuladores para técnicas de reanimación cardio-pulmonar, que permiten la enseñanza y/o la práctica sin pacientes de dichas técnicas, permitiendo su aprendizaje y perfeccionamiento de manera cómoda, sin el riesgo de comprometer la salud del paciente, (Raúl Vicedo Peinado, 2009).

El dispositivo simulador de técnicas de reanimación cardio-pulmonar comprende una base configurada para acoplarse a una pieza de pecho que tiene una conformación de tórax humano y está estructurada de tal forma para deformarse elásticamente hacia la base. Cuando es presionada manualmente por un usuario, es decir, entendiéndose elásticamente como, una vez que cesa la presión la pieza de pecho vuelve a recuperar su posición original. Generalmente los dispositivos constan de una base para acoplar el pecho que está modelado para simular un tórax, este está diseñado para deformarse elásticamente para que sea fácil la compresión por parte de un usuario. Existe un hueco entre la base y la pieza de pecho donde el extremo superior de la base se encuentra articulado a una pieza de cabeza, este dispositivo tiene incorporado una pieza de presión encontrada en la base. De esta forma, teniendo un dispositivo destinado para la práctica con límites de altura dentro de la base superior, conectado a la pieza de cabeza.

Son dispositivos que son fáciles de fabricar y flexibles, además de contener sensores de polímeros conductores de tipo politiofenos. Se utilizan sensores de presión para establecer la relación de presión y fuerza que se produce sobre los objetos con características blandas.

Es un dispositivo que hace uso de láminas flexibles que se encuentran compuestas por politiofenos, unidas en distintas configuraciones simétricas, usando espaciadores aislantes adecuados para su uso (Alonso Pomposo, 2007).

Es un invento que expone a unidades de simulación de pulso con el fin de la aplicación en simuladores de pacientes.

Consiste en la compresión de un alambre de aleación con memoria de manera que se contraerá al ser expuesto a una corriente eléctrica, de tal forma que regresará a su longitud original cuando la corriente se haya desenergizado. De tal manera se simula la acción de un latido pulso que es realizado por la contracción de los alambres y a su vez transforma el movimiento en fuerza de expansión. Se controla la diferencia de potencial con el objetivo de imitar el ritmo cardíaco normal o irregular (Eirik Hetland, 2013).

Este dispositivo simula técnicas de reanimación cardiopulmonar que ayuda a la práctica. El dispositivo consta de un acoplamiento en el pecho que está diseñado para deformarse elásticamente, facilitando la compresión realizada por parte del usuario. Existe un hueco entre la base y la pieza del pecho donde el extremo superior de la base se encuentra articulado a una pieza de la cabeza, este dispositivo tiene incorporado una pieza de presión encontrada en la base. Teniendo de esta manera un dispositivo diseñado para la práctica con límites de altura dentro de la base superior, conectado a la pieza de la cabeza (Raúl Vicedo Peinado, 2010).

Es un aparato que simula el torso de un niño, el cual apoya al aprendizaje del movimiento de la kinesioterapia. El aprendizaje se enfoca a tratar la bronquitis. El aparato es un conjunto de aprendizaje que comprende dicha simulación (Christine Barthod, Luc Maréchal, 2010).

2. 1 Sensor de presión o fuerza

El sensor de fuerza o presión MF05, Figura 2.1, es ideal para determinar una fuerza aplicada en la membrana. La detección de la fuerza consiste en la flexión de la membrana, el sensor cambia su resistencia interna respecto a esta flexión y a la presión que se someta. El sensor está fabricado por dos capas que se encuentran separadas por un espaciador, el cual, cuanto más se presiona, más puntos del elemento activo tocan el semiconductor. Entonces, esto hace que el valor de la resistencia se reduzca. Cuando el sensor no se presiona, la resistencia que tiene es de 20M Ω . El rango de presión varía de 30 g a 1 kg. Por lo que solo es necesario usarlo con un divisor de voltaje para lograr medir la salida en voltaje con un ADC (Herramientas Tecnológicas Profesionales, 2022).

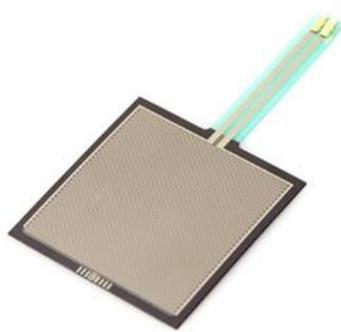


Figura 2.1 Sensor resistivo de fuerza MF05.

2. 1. 1 Ventajas del sensor

Estos sensores de fuerza son de bajo costo, funcionan con cualquier tarjeta de desarrollo o microcontrolador que cuente con una etapa de ADC. Consta de una extensión que tiene dos puntas que se pueden soldar cómodamente. El sensor es sencillo de usar y puede tener un gran rango de aplicaciones en diferentes proyectos electrónicos. Sirve para la mayoría de las aplicaciones que consista en aplicaciones sensibles al tacto. Es capaz de utilizar cualquier fuente de alimentación ya que ocupa menos de un 1 mA de corriente eléctrica. Por lo tanto, con este sensor se puede medir una fuerza proporcional a la presión generada sobre el sensor y la flexión (Herramientas Tecnológicas Profesionales, 2022).

2. 1. 2 Desventajas del sensor

Estos sensores no son tan precisos. Básicamente, cuando se ocupa este sensor usualmente se utiliza para obtener “rangos” de respuesta. Dichos sensores de fuerza son capaces de detectar el peso, pero no son la mejor elección para detectar exactamente cuantos Newtons de peso hay en ellos (Herramientas Tecnológicas Profesionales, 2022).

2. 2 Sensores de fuerza

Este tipo de sensor se utiliza para determinar las fuerzas y momentos. Un método para determinar la fuerza consiste en comparar respecto con otra conocida con exactitud, como se hace con las balanzas. Otro método consiste en medir el efecto de una fuerza sobre un elemento elástico, que se denomina célula de carga/fuerza. Estos sensores consisten en medir la deformación que sufre cierto material cuando se le aplica una fuerza o momentos determinados.

En las células de carga eléctricas, el efecto consiste en una deformación o desplazamiento. En las células de carga hidráulicas y neumáticas, el efecto parte del aumento de la presión de un líquido o un gas respectivamente.

Para el caso de las células de carga eléctricas, esta deformación es medida por sensores piezorresistivos, también llamados galgas resistivas extensiométricas. Manipulando adecuadamente esta información se pueden calcular fuerzas y momentos aplicados en las tres direcciones espaciales.

2. 2. 1 Galgas Extensiométricas

Las galgas extensiométricas se basan en la variación de la resistencia de un conductor o semiconductor cuando es sometido a un esfuerzo mecánico. Este efecto fue descubierto por Lord Kelvin en 1856. El concepto de galga extensiométrica que usamos actualmente data de 1938 y se debe a los estadounidenses Edward E. Simmons y Arthur Claude Ruge. Aunque hay estudios anteriores.

Las galgas extensiométricas (strain gauges), también denominadas galgas extensométricas o, simplemente galgas, son sensores resistivos de material conductor cuya resistencia depende de la tensión mecánica aplicada.

El principio de funcionamiento de la galga no es demasiado complejo y se debe a varios efectos simultáneos. Se puede considerar una relación derivada entre cambios en la resistencia y estrés, considerando los factores que afectan a la resistencia del elemento. La resistencia de un elemento de longitud “l”, una sección de área “A” y una resistividad “p”, su resistencia eléctrica “R” es:

$$R = \frac{\rho l}{A} \quad (2.2.1.1)$$

Si se le somete a un esfuerzo en dirección longitudinal, cada una de las tres magnitudes intervienen en el valor de la resistencia, experimentando un cambio y, por lo tanto, “R” también cambia de forma:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (2.2.1.2)$$

En el cambio de longitud que resulta de aplicar una fuerza “F” a una pieza unidimensional, siempre y cuando no se entre en la zona de fluencia, se define a partir de la ley de Hooke:

$$\sigma = \frac{F}{A} = E\varepsilon = E \frac{\Delta l}{l} \quad (2.2.1.3)$$

Donde “E” es la constante del material, denominada módulo de Young, “σ” es la tensión mecánica y “ε” es la deformación unitaria. La deformación unitaria es adimensional, pero para mayor claridad se suele dar en “microdeformaciones”. De esta expresión se puede obtener dos planteamientos:

$$\frac{\Delta l}{l} = \frac{F}{EA} \quad (2.2.1.4)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l} \quad (2.2.1.5)$$

Ahora, si se considera una pieza que además de la longitud “l” tenga una dimensión transversal t, resulta que como consecuencia de aplicar un esfuerzo longitudinal no sólo cambia la longitud sino que también lo hace la dimensión transversal. La relación entre ambos cambios se define a partir de la ley de Poisson, de la forma:

$$\mu = - \frac{\Delta t/t}{\Delta l/l} \quad (2.2.1.6)$$

Donde “μ” es el denominado coeficiente de Poisson. Su valor varía entre 0 y 0.5. Para que se conserve constante el volumen debería ser de 0.5.

Para el hilo conductor considerado para la galga, si se supone una sección cilíndrica de diámetro “D”, se tendrá:

$$A = \pi D^2/4 \quad (2.2.1.7)$$

Siendo “D” el diámetro de la sección cilíndrica, por lo tanto, también sería la dimensión transversal. De tal forma la definición del coeficiente de Poisson se redefine de tal forma que:

$$\mu = -\frac{\Delta D/D}{\Delta l/l} \quad (2.2.1.8)$$

Una vez redefinida la formula de Poisson, se obtendrá el siguiente desarrollo de la formula del área:

$$\Delta A/A = 2\Delta D/D = -2\mu \Delta l/l \quad (2.2.1.9)$$

Otro parámetro a contemplar respecto a la variación que experimenta la resistividad como resultado de un esfuerzo mecánico es lo que se conoce como efecto piezorresistivo. Estos cambios ocurren debido a la variación de la amplitud de las oscilaciones de los nudos de la red cristalina del metal. Por lo tanto, para el caso de los metales, resulta que los cambios porcentuales de resistividad y de volumen son proporcionales.

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = C \frac{\Delta V}{V} \quad (2.2.1.10)$$

Donde “C” es la denominada constante de Bridgman. Aplicando la ecuación de área, el cambio de volumen se puede expresar como:

$$V = \pi l D^2 / 4 \quad (2.2.1.11)$$

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta l}{l} + 2 \frac{\Delta D}{D} \quad (2.2.1.12)$$

De tal forma si se utiliza la ecuación del coeficiente de Poisson, se puede expresar el cambio de volumen de la siguiente manera:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta l}{l} - 2\mu \frac{\Delta l}{l} = \frac{\Delta l}{l} (1 - 2\mu) \quad (2.2.1.13)$$

Con esto, se expresa la resistividad se obtiene la siguiente expresión:

$$\frac{\Delta \rho}{\rho} = C \left[\frac{\Delta l}{l} (1 - 2\mu) \right] \quad (2.2.1.14)$$

Finalmente con esto planteado, el cambio de resistencia se expresa como:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} + 2\mu \frac{\Delta l}{l} + C \left[\frac{\Delta l}{l} (1 - 2\mu) \right] \quad (2.2.1.15)$$

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} [1 + 2\mu + C(1 - 2\mu)] \quad (2.2.1.16)$$

Donde todo el coeficiente que multiplica al cambio de longitud del hilo metálico se representa con K, el cual es denominado como factor de sensibilidad de la galga o factor de galga. La expresión sería:

$$\frac{\Delta R}{R} = K \frac{\Delta l}{l} \quad (2.2.1.17)$$

Relacionando la última expresión de cambio de resistencia con la expresión del cambio de longitud del hilo metálico obtenida a partir de la ley de Hook, se obtiene:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{KF}{EA} \quad (2.2.1.18)$$

$$\frac{\Delta R}{R} = K\varepsilon \quad (2.2.1.19)$$

Así con esto se puede obtener el cambio de la resistencia:

$$\Delta R = RK\varepsilon \quad (2.2.1.20)$$

2. 2. 1. 1 Circuito de acondicionamiento para galgas extensiométricas

Debido a que los cambios en la resistencia son muy pequeños debido a las deformaciones experimentadas al sufrir una presión, es necesario detectar dichos cambios para lograr obtener una lectura adecuada para tener una lectura satisfactoria por parte del sensor. El acondicionador de señal sugerido para las galgas extensiométricas es el puente de Wheatstone que capta pequeños cambios en la resistencia y compensa los efectos de temperatura. Para obtener su señal eléctrica a partir del puente de Wheatstone se utiliza el método de deflexión. Con este método se mide la diferencia de voltaje entre ambas ramas o la corriente a través de un detector dispuesto.

El circuito elemental de una sola galga tiene el inconveniente de la resistencia variable de los hilos de conexión de la galga al puente. En el segundo circuito completo con cuatro galgas tiene mayor sensibilidad. El uso de múltiples galgas permite compensar efectos no deseados,

como componentes de temperatura y deformaciones específicas. Del circuito del puente de Wheatstone obtenemos la siguiente expresión para el voltaje de salida:

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_3}{R_3 + R_4} \right) \quad (2.2.1.1.1)$$

Donde “R3” es la resistencia de la galga extensiométrica “RGE”, por lo tanto la ecuación de voltaje para el circuito con solo una galga quedaría de la forma:

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_1}{R_1 + R_2} - \frac{R_{GE}}{R_3 + R_4} \right) \quad (2.2.1.1.2)$$

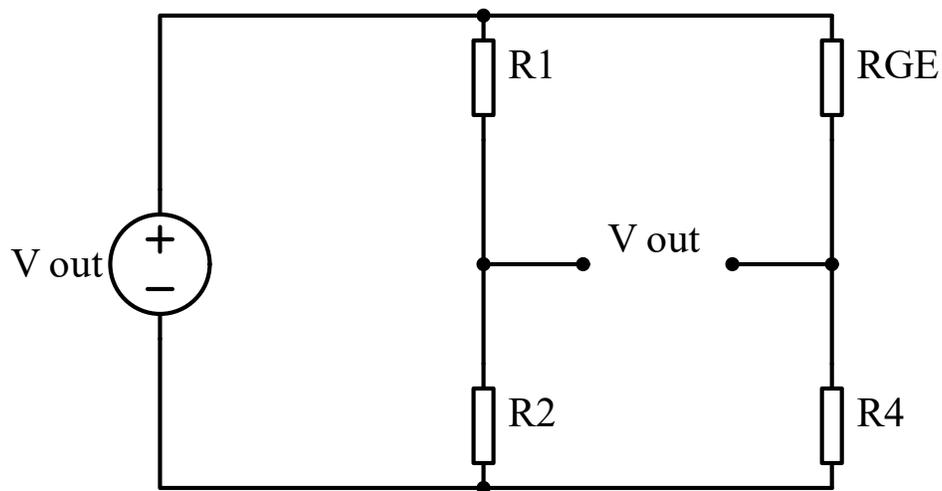


Figura 2.2.1 Puente de Wheatstone para una galga extensiométrica.

En el caso del circuito de puente de Wheatstone con cuatro galgas extensiométrica representariamos la ecuación del voltaje de salida de la siguiente forma:

$$V_{out} = V_{in} \left(\frac{R_{GE1}}{R_{GE1} + R_{GE2}} - \frac{R_{GE3}}{R_{GE3} + R_{GE4}} \right) \quad (2.2.1.1.3)$$

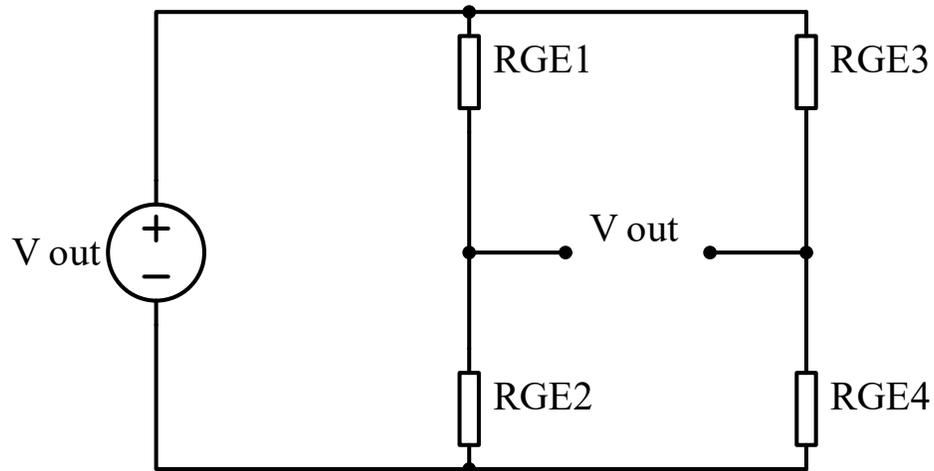


Figura 2.2.2 Puente de Wheatstone para cuatro galgas extensiométricas.

2.1.1. Galga extensiométrica BF350

La Galga Extensiométrica BF350 de tipo 3 AA es un sensor para medir deformación, presión, torsión, flexión o carga. Este sensor se basa en el Efecto Piezorresistivo, el cual permite cambiar el valor nominal de su resistencia cuando se le somete a ciertos esfuerzos o se deforma en dirección de los ejes mecánicos.

Esta galga permite realizar una lectura directa de las deformaciones longitudinales en cierto punto del material que se quiera analizar.

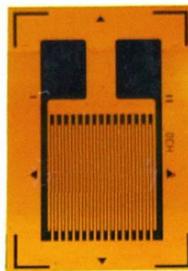


Figura 2.2.3 Galga extensiométrica BF350.

2.3 Microcontrolador

PIC18F4550 es un microcontrolador de Microchip el cual pone a la disposición del creador un total de 40 pines. Es un dispositivo muy potente principalmente porque tiene una memoria

RAM destacable en comparación con otros microcontroladores que ofrecen el mismo número de pines.

Es ideal para proyectos que requieran de rendimiento eficiente a causa del diseño notable de este equipo. Funciona a 8 bits con arquitectura Harvard, lo que indica que tiene una operación por separado, el bus de datos y el de instrucciones.

2. 4 Interfaz Humano Máquina (HMI)

La Interfaz Humano Máquina es la interfaz entre la máquina procesadora y el operador. En general es el panel de control del operador. Los HMI traducen complejas variables de proceso en información procesable para el operador.

Estos sistemas se especializan en mostrar la información operativa casi en tiempo real. Los gráficos visuales en proceso dan significado y contexto al estado de actuadores e indicadores del proceso.

METODOLOGÍA

En este capítulo se describe la metodología para la prueba y comprobación de la hipótesis planteada en el capítulo 1.

3. 1 Descripción general de la metodología

Dentro de esta etapa se investigo el funcionamiento de la galga extensiométrica BF350, la cual funciona con base de medidores encapsulados con compensación de temperatura y fluencia.

Una vez familiarizado con el funcionamiento y parámetros de la galga extensiométrica, es necesario entender el acoplamiento del sensor para la lectura de su fuerza a partir de un ADC.

Posterior a la investigación y estudio del circuito adecuado para la lectura de la fuerza obtenida por la galga extensiométrica se procederá a diseñar el circuito adecuado para la galga. A la par se realizará el circuito correspondiente para la lectura de la fuerza obtenida por la galga, esto con el fin de hacer pruebas de la precisión de lectura obtenida por el circuito. Con el diseño hecho se realizará un circuito de pruebas para depurar errores de diseño y así tener una lectura de fuerza satisfactoria y eficiente. Para obtener una lectura adecuada se comparara con otros dispositivos que sean capaces de medir fuerza o en otros casos se comparará el peso conocido de algún objeto con la medición que obtiene la galga.

Con el circuito de lectura de ADC de la galga extensiométrica corregido y la comunicación serial funcionando se realizará una interfaz gráfica capaz de leer los datos del prototipo, con esto hecho se generará una base de datos con la lectura del sensor y una gráfica dinámica que apoyara para visualizar los datos, de igual forma siendo una interfaz sencilla de usar para los usuarios correspondientes.

Ya con todo lo anterior realizado se empezarán a hacer pruebas experimentales en el campo, para ello se montara el circuito del prototipo sobre una base para el uso fácil del sensor, el cual estará sobre un guante que servirá como el medio para el uso del sensor.

Para finalizar se procederá a obtener bases de datos con valores obtenidos a partir de varias pruebas, esto con el fin de optimizar el manejo de las variables y el funcionamiento del guante.

3. 2 Materiales

3. 2. 1 Software y Hardware

Tabla 3.2.1 Softwares usados para proyecto.

Programa	Uso
Pic C Compiler	Programación del microcontrolador
Visual Studio	Programación para aplicación para PC
Proteus 8 Professional	Diseño de circuitos eléctricos

Tabla 3.2.2 Hardware usado para proyecto.

Hardware	Características	Uso
Computadora personal	Laptop Dell Inspiron 15 5000 Series, Intel Core I7 de octava generación.	Utilizado para el uso de softwares Pic C Compiler, Visual Studio y Proteus 8 Professional

Tabla 3.2.3 Materiales utilizados para el prototipo del proyecto.

Material	Uso
Multímetro	Medir y probar el funcionamiento de los diferentes componentes electrónicos a usar.
Osciloscopio	Medir señales de voltaje proporcionadas por los módulos de acoplamiento para las galgas extensiométricas.
Guante de nylon	Guanto sobre el cual se acoplan las galgas extensiométricas para su uso en la práctica RCP
Sistema embebido	Sistema encargado de hacer la conversión de la lectura de ADC proporcionado por las galgas extensiométricas para la obtención de la fuerza aplicada

Modulo de comunicación serial vía bluetooth	Transferencia de datos del sistema embebido a la PC
Prototipo portable para el proyecto	Pruebas preeliminares de la plataforma piloto.
Galga Extensiométrica BF350	Sensor de resistencia variable a partir de la flexión y presión aplicada sobre él.

3. 3 Métodos

1. Búsqueda del uso de sensores de fuerza tipo galga extensiométrica, para su acoplamiento a un microcontrolador. Además de indagar parámetros de estos dispositivos con el fin de evaluar valores necesarios para su correcta operación y funcionamiento.

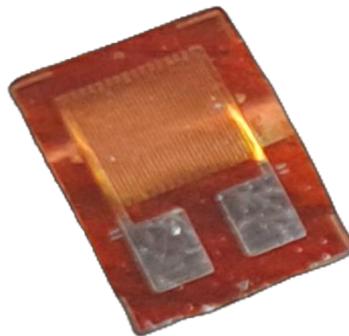


Figura 3.3.1 Galga extensiométrica física BF350.

2. Desarrollo del circuito de comunicación y lectura de fuerzas, con el propósito de enlazar el microcontrolador y sus dispositivos de lecturas correspondientes ya que, las lecturas deben ser realizadas por medio de una comunicación serial del medio, en este caso la variable de presión ejercida sobre el sensor de fuerza.

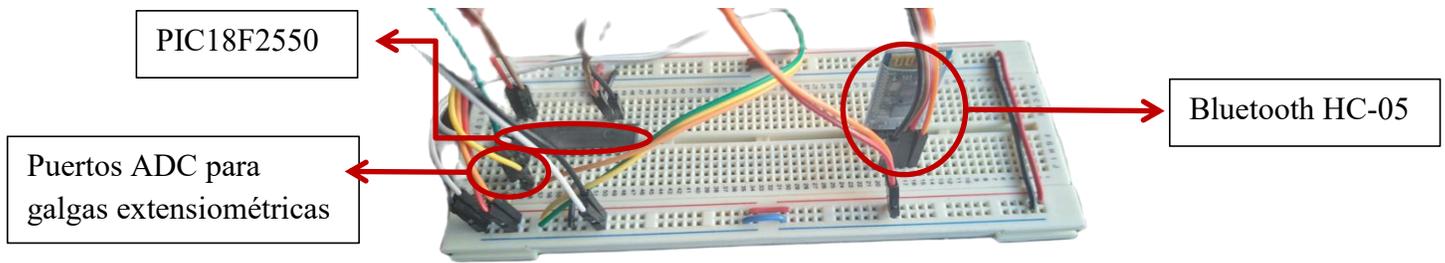


Figura 3.3.2 Circuito físico microcontrolador con sensores y módulo Bluetooth.

3. Desarrollo de una interfaz gráfica capaz de recibir datos del prototipo y utilizarlos para generar una base de datos y múltiples gráficas dinámicas que sirven para la visualización de datos de fuerza proporcionados por los sensores de fuerza.

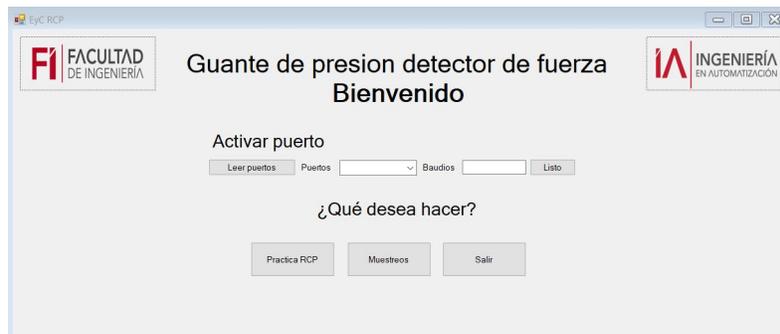


Figura 3.3.3 Pantalla de inicio de Interfaz Gráfica.

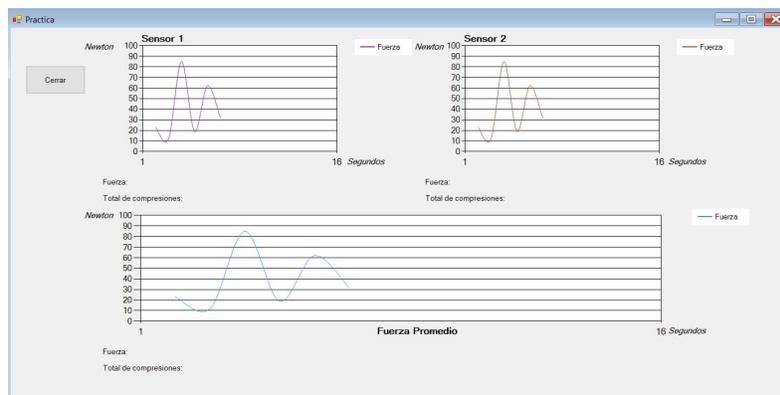


Figura 3.3.4 Ventana para practica con graficas dinamicas.

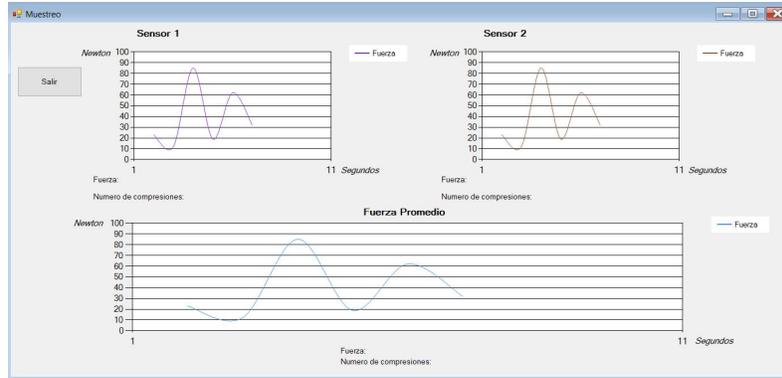


Figura 3.3.5 Ventana para muestras con graficas dinamicas.

4. Montaje del circuito del prototipo sobre una base y el sensor de medición de fuerza sobre un guante, para la debida calibración del módulo medidor de tensión que amplifica la salida de voltaje en base a la flexión y compresión de la galga extensiométrica, con el fin de iniciar pruebas experimentales en campo.

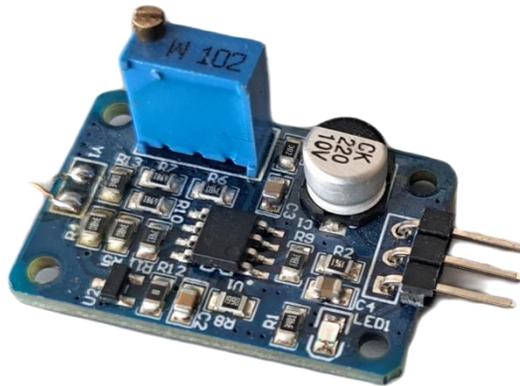


Figura 3.3.6 Módulo de amplificación de señal para galgas extensiométricas.



Figura 3.3.7 Guante con galgas extensiométricas.

5. Obtener una base de datos con los valores previamente recabados por parte del prototipo. Con estos datos se optimizará el manejo de las variables para posteriormente pueda ser interpretada la base de datos.

Tabla 3.3.1 Datos de comportamiento del Sensor 1.

V out (V)	Masa (kg)	Fuerza (N)
0	0	0
0.06636363	0.058	0.568806
0.17454545	0.145	1.422015
0.24545454	0.296	2.902872
0.35454545	0.346	3.393222
0.41545454	1.003	9.836421
0.44272727	2.335	22.899345
0.48272727	3.15	30.89205
1.04727272	4.668	45.779076

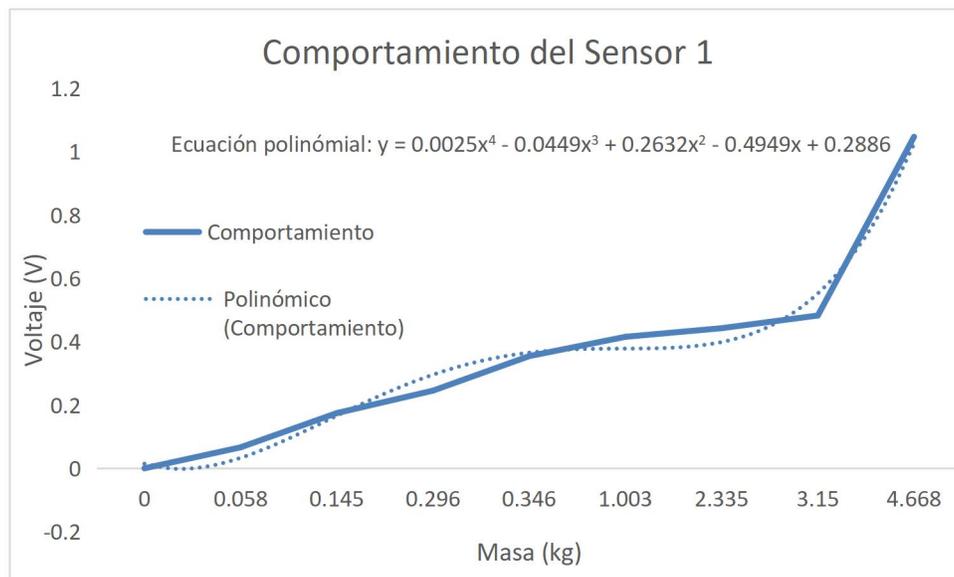


Figura 3.3.8 Comportamiento del Sensor 1.

Tabla 3.3.2 Datos de comportamiento del Sensor 2.

V out (V)	Masa (kg)	Fuerza (N)
0	0	0
0.080769231	0.204	2.000628
0.106923077	0.262	2.569434
0.188461538	0.405	3.971835
0.213076923	0.608	5.962656
0.290769231	0.911	8.934177
0.508461538	1.307	12.817749
0.530769231	2.006	19.672842
0.625384615	3.526	34.579482

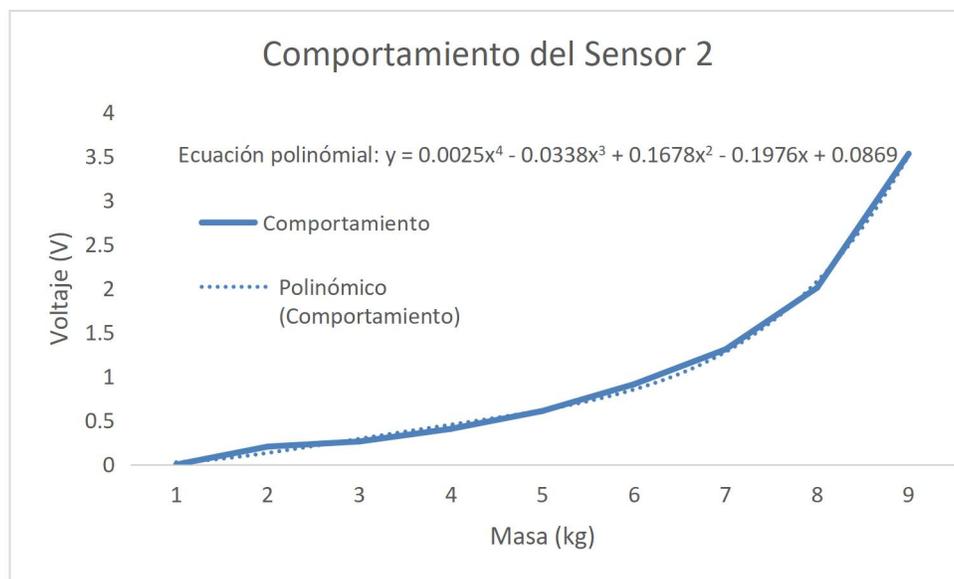


Figura 3.3.9 Comportamiento del Sensor 2

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4. 1 Pruebas iniciales de prototipo con docentes y especialistas de ENSAIN de la Facultad de Enfermería.

Inicialmente con el prototipo montado para pruebas se procedió a realizar ensayos para comprobar la funcionalidad, depurar errores y mejorar aspectos del prototipo inicial. Para lograr con lo planteado se obtuvo el apoyo por parte de docentes y especialistas en las instalaciones de ENSAIN de la Facultad de Enfermería de la UAQ.

Dentro de las instalaciones se nos proporcionó un espacio ideal para realizar las primeras pruebas y un maniquí de entrenamiento para la práctica y entrenamiento RCP. El área donde se permitieron hacer las pruebas contaban con el espacio óptimo para practicar libremente y obtener una retroalimentación por parte de la aplicación desarrollada para la adquisición de datos de fuerza durante las compresiones. Durante los ensayos se recibió una breve capacitación de una correcta aplicación de compresiones para la practica RCP como se muestra en la Figura 4.1.1. Con esto se comprobó la funcionalidad del prototipo para las pruebas a realizar por parte de los especialistas de ENSAIN mostradas en la Figura 4.1.2.



(a)



(b)

Figura 4.1.1 Capacitación para practica RCP.



Figura 4.1.2 Prueba por parte de ENSAIN.

Por parte del equipo de docentes y especialistas se obtuvo una retroalimentación referente al tamaño del equipo, proponiendo un diseño más pequeño para el circuito de recepción de datos por parte de los sensores. Una segunda observación fue la ubicación de los sensores en el guante para la detección de fuerza en las compresiones. Los puntos claves sugeridos son tres donde se ejerce toda la fuerza del cuerpo al momento de realizar las compresiones, dichos puntos se indican en la Figura 4.1.3.

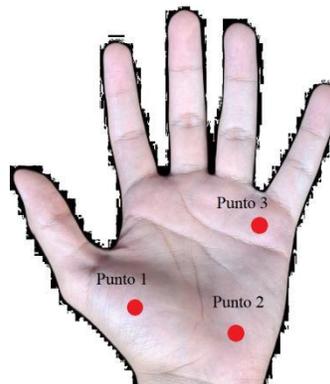


Figura 4.1.3 Puntos de fuerza sobre la mano.

Con las propuestas y sugerencias por parte del equipo de ENSAIN se procedió a hacer las correcciones, modificaciones y mejoras al primer prototipo para las próximas pruebas que se realizaron nuevamente en ENSAIN.

4. 2 Modificaciones de prototipo

La primera modificación que se realizó fue en el montaje del circuito, esto debido que al momento de realizar pruebas es poco versátil su uso del guante. El montaje del circuito se hizo en una placa fenólica perforada que se muestra en la Figura 4.2.1.

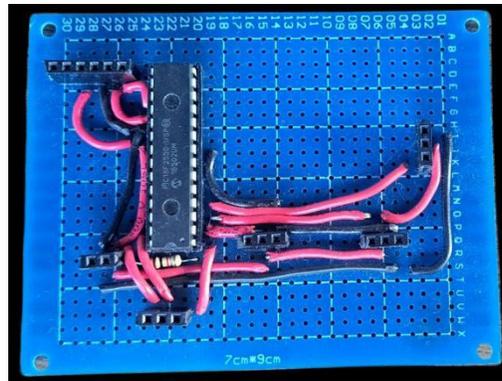


Figura 4.2.1 Circuito prototipo sobre placa fenólica.

También se cambio la ubicación donde se encontraban los sensores inicialmente, estando actualmente en los puntos 1 y 2 que se muestran en la Figura 4.1.5.

La forma de alimentación inicial del prototipo se realizaba a partir de la computadora en la que se muestra la interfaz gráfica, se tomo la decisión de añadir una fuente de alimentación externa, que se muestra en la Figura 4.2.2 para una mejor movilidad y no estar limitado al realizar las pruebas.



Figura 4.2.2 Baterías de Li-ion para alimentación.

Una última modificación se realizó para la interfaz gráfica, la cual inicialmente mostraba una gráfica en tiempo real la cual mostraba la lectura del promedio de la fuerza ejercida en los sensores. Actualmente teniendo un total de tres gráficas dinámicas mostradas en la Figura 3.3.3, la Figura 3.3.4 y la Figura 3.3.5, dos correspondientes a la lectura de fuerza de cada sensor de forma individual y la tercera siendo el promedio de la fuerza obtenida por los sensores.

4. 3 Pruebas finales de prototipo con docentes y especialistas de ENSAIN de la Facultad de Enfermería.

Se realizaron más pruebas con el equipo de ENSAIN en donde se llevó el prototipo con las modificaciones realizadas, mencionadas en el punto anterior.

Las pruebas se realizaron de forma más cómoda y rápida debido a la modificaciones, también fueron más eficientes por el hecho de la retroalimentación que se obtiene por parte de la

interfaz gráfica, la cual ya cuenta con el despliegue de tres gráficas. Nuevamente con el apoyo de un especialista (Figura 4.3.1) de las instalaciones de ENSAIN se hicieron las pruebas para comprobar el funcionamiento del prototipo



Figura 4.3.1 Prueba final por parte de ENSAIN.

Posterior a comprobar la funcionalidad del prototipo, se realizaron pruebas para recabar datos que comprueben la funcionalidad de los sensores al ejercer las compresiones. En las Figura 4.3.2 y Figura 4.3.3 se puede ver el comportamiento de ambos sensores trabajando a la par durante una sesión donde se realizaban las compresiones. El primer sensor se encuentra ubicado en la posición 1 indicada en la Figura 4.1.5 y el segundo sensor se encuentra en la posición 2 de la mostrada en la misma imagen. En el comportamiento del primer sensor se percibe que es más sensible a la detección de las compresiones debido a los múltiples picos de fuerza presentes durante la toma de datos a diferencia del segundo sensor, el cual es menos sensible a esta detección de fuerzas.

Otro punto a notar es la donde recae más la fuerza al realizar la compresión, en donde se percibe que es en la posición 1 donde se encuentra el primer sensor, logrando tener rangos máximos de fuerza de entre 600 N y 640 N, a diferencia del segundo sensor el cual solo recibió el mayor dato de fuerza casi al final de las compresiones, donde alcanzó un valor de 151 N aproximadamente, a diferencia de su comportamiento durante toda la práctica donde estuvo oscilando en un rango en la detección de fuerza desde 10 N a 60 N, teniendo un rango menor que el primer sensor pero en comparativa en la diferencia de detección de compresiones es muy parecida, variando para el primer sensor 40 N y el segundo aproximadamente 50 N. Se debe de considerar el factor que implica la flexión de la galga extensiométrica, debido a que el sensor no mide únicamente la presión que se le ejerce, sino también la flexión a la que somete, provocando que tenga leves detecciones de fuerza al momento de no hacer ninguna compresión y también provocando que la fuerza detectada llegue a variar considerablemente en algunos momentos durante la practica con el prototipo. Este factor se logra notar más en el segundo sensor debido a la menor fuerza que se ejerce en él, provocando que tenga rangos de detección de fuerza mayores al primer sensor.

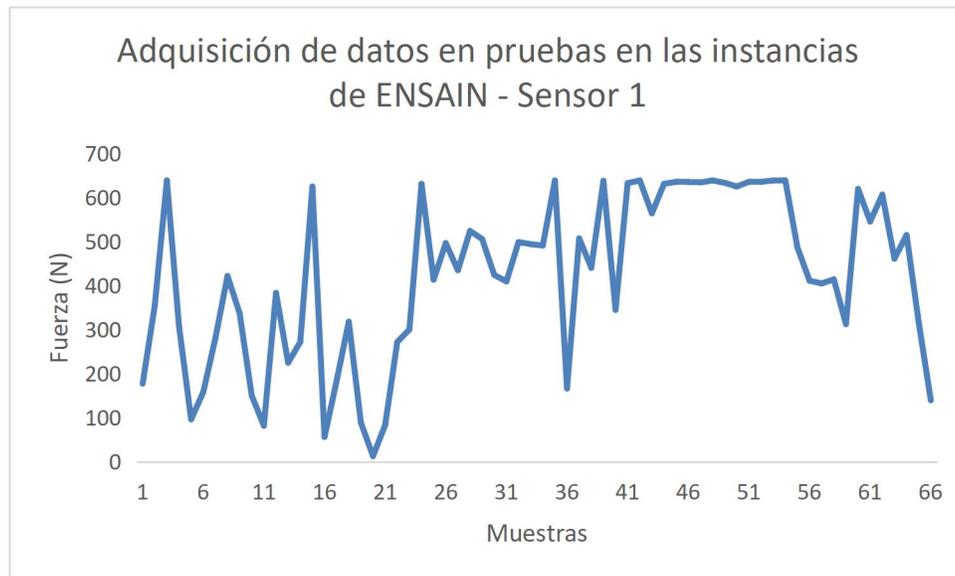


Figura 4.3.2 Datos obtenidos a partir de pruebas para el Sensor 1.

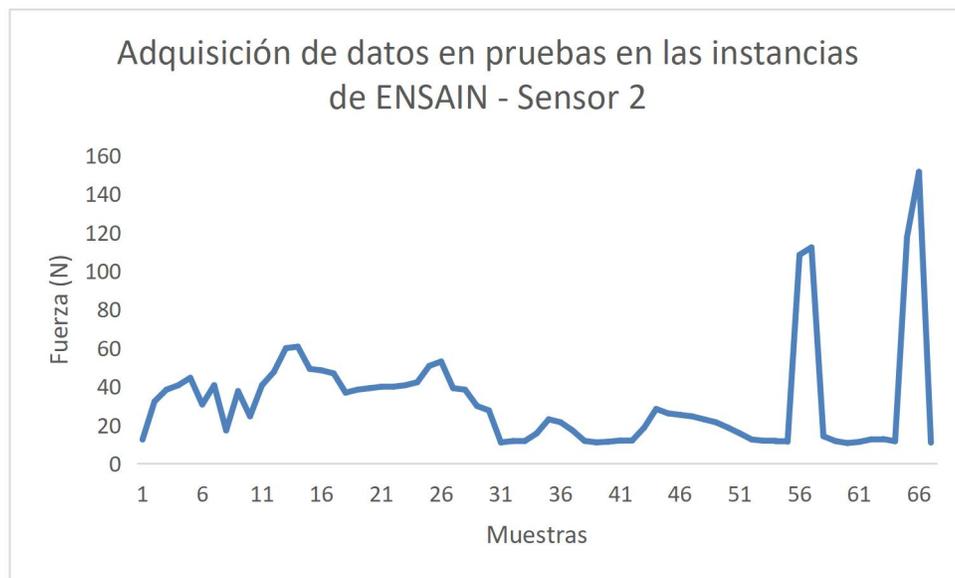


Figura 4.3.3 Datos obtenidos a partir de pruebas para el Sensor 2.

La adquisición de datos por parte del promedio, que se muestra en la Figura 4.3.4 de los dos sensores es muy parecida a la Figura 4.3.2 debido al comportamiento del primer Sensor, donde este predomina más debido a la mayor fuerza ejercida es sobre el primer sensor. La oscilación entre compresiones al momento de considerar ambos sensores ahora se encuentra entre fuerzas desde 219 N hasta 338 N. También se encuentran presentes fuerzas por debajo de este rango pero que a consideración propia debido a como se efectuó la práctica, son despreciables debido a que son momentos donde los sensores detectaron la flexión de la mano y no la compresión que se ejerce, siendo estos datos de fuerza donde propiamente no se aplico una fuerza.

En base a estos datos prácticos se considera que una compresión efectiva se puede considerar desde un rango de 210 N hasta 350 N, contemplando posibles fuerzas que se puedan tener por debajo o por arriba del rango real considerado, dado que es posible que sean fuerzas efectivas que solo están afuera de dicho rango por un muy bajo rango por fuera del obtenido.

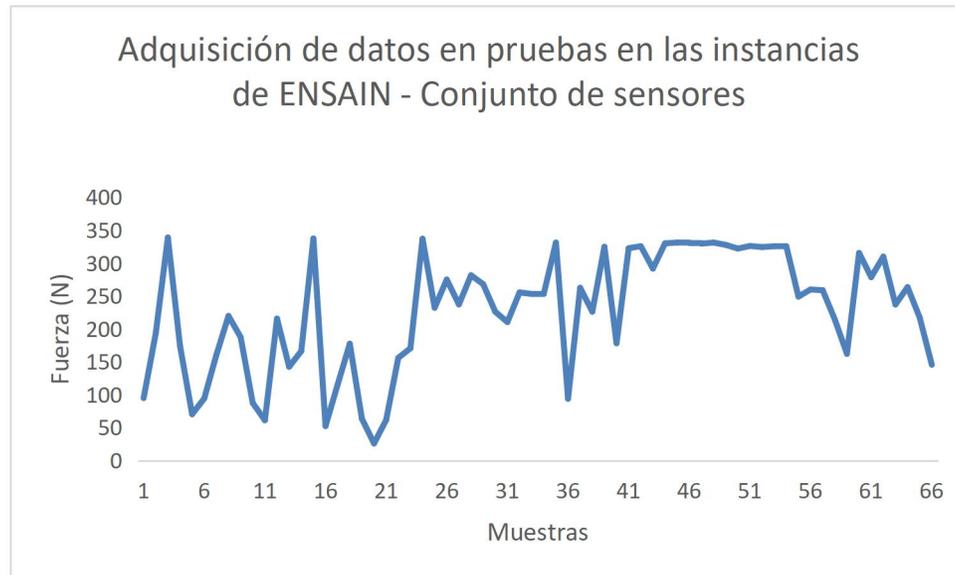


Figura 4.3.4 Promedio de datos obtenidos a partir de pruebas.

Con esta última adquisición de resultados satisfactorios se concluyó la parte del apoyo de pruebas por parte del equipo de ENSAIN, pero aun apoyando en cuestiones de asesoramiento referentes a la funcionalidad del prototipo.

El equipo de ENSAIN proporcionó una retroalimentación favorable referente al equipo, indicando que es viable con fines académicos, el cual apoye en la enseñanza y asesoramiento a personas que deseen instruirse en la practica RCP pero con fines prácticos, los cuales serían en una situación real donde sea necesario apoyar a una persona a la cual se le vea en la necesidad de efectuar un RCP. Dado que la intención principal del prototipo es instruir y apoyar en el ámbito académico, esta respuesta obtenida por parte de ENSAIN es bastante favorable ya que significa que el prototipo cumple con lo deseado.

4. 4 Elaboración de un sistema embebido en una placa PCB.

Con las pruebas finalizadas en el las instalaciones de ENSAIN se recabaron los datos para analizarlos como se muestra en el punto anterior. Una vez realizado, otro paso a realizar es diseñar una placa PCB en la cual se montará el sistema embebido el cual se encarga de recabar datos y mandarlos a través de comunicación serial con un modulo Bluetooth HC-05, con la finalidad de que el prototipo final sea más cómodo para el usuario y tenga la posibilidad de usarlo sin muchas complicaciones e incomodidades.

Con esta última tanda de resultados satisfactorios se concluyó la parte del apoyo de pruebas por parte del equipo de ENSAIN, pero aun colaborando en cuestiones de asesoramiento referentes a la funcionalidad del prototipo.

Posterior a eso se realizó un diseño esquemático del sistema embebido, que se muestra en la Figura 4.4.1, el diseño consiste en implementar el microcontrolador encargado de la lectura de datos por parte de los sensores y enviarlos a la interfaz gráfica, los tres módulos encargados de amplificar la señal de las galgas extensiométricas para que el microcontrolador sea capaz de percibir sus datos, el modulo Bluetooth HC-05, pines de alimentación y por último pines para programar el microcontrolador en caso de ser necesario.

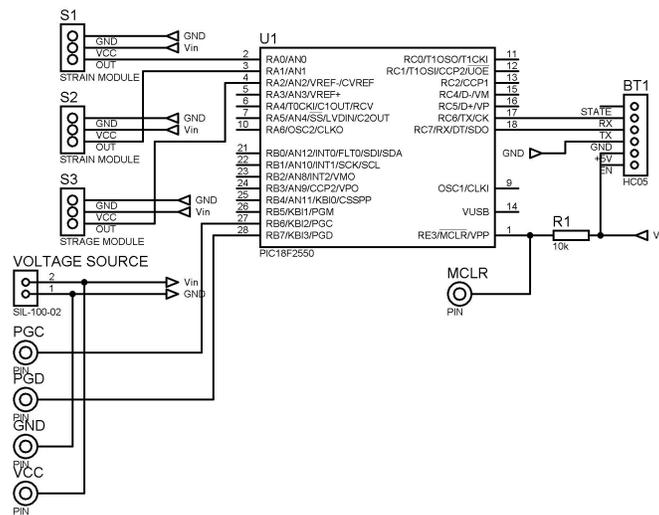


Figura 4.4.1 Diseño esquemático del circuito del sistema embebido.

El diseño de la PCB fue pensado en función en tener el espacio suficiente para que los tres módulos para las galgas extensiométricas, modulo Bluetooth, microcontrolador adicionalmente considerando espacio para anexar una batería recargable en un espacio de 10 cm x 10 cm. Dicho diseño se muestra en la Figura 4.4.2, donde la sección sin ningún componente ni pista está pensado para anexar la batería recargable que ayude a la alimentación del sistema embebido. Considerando también secciones donde se vean los logos que representen tanto la carrera que se curso, así como, la facultad y universidad.

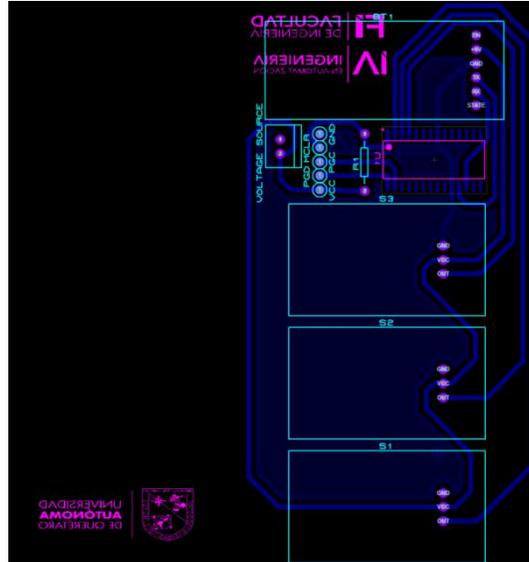


Figura 4.4.2 Diseño de circuito PCB.

La visualización 3D de la placa PCB se muestra en las Figura 4.4.3 y Figura 4.4.4, en donde se diseñaron componentes respecto a los módulos de amplificación para las galgas extensiométricas y el modulo Bluetooth para ejemplificar como se verían montados sobre la placa.

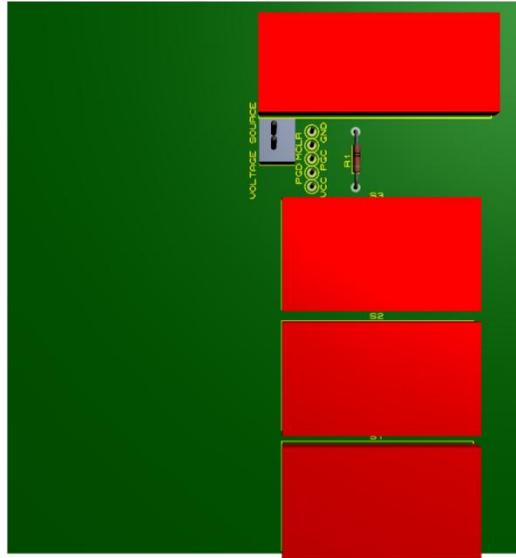


Figura 4.4.3 Visualización 3D parte superior de PCB.



Figura 4.4.4 Visualización 3D parte inferior de PCB.

CONCLUSIONES

Respecto a este proyecto se puede concluir y analizar lo siguiente:

En base a los resultados obtenidos puedo decir que se cumplieron los objetivos particulares, donde se ve el desarrollo del primer objetivo en el capítulo 3, sección 3, en donde se muestra un prototipo preliminar del circuito el cual posteriormente se migra a un PCB (Figura 4.4.2) para así lograr obtener la lectura de fuerza por parte de los sensores. Posteriormente se creo una interfaz gráfica (Figura 3.3.3), la cual cuenta con un menú de inicio en la cuál te da dos opciones de de uso, una de práctica la cual tiene un tiempo limite donde se pueden hacer pruebas y una de muestras la cual sirve para obtener datos sin un limitante de tiempo. Una vez con la interfaz gráfica realizada y el circuito correspondiente para la obtención de datos, se procedió a realizar pruebas en las instalaciones de ENSAIN. Las primeras pruebas realizadas sirvieron para hacer correcciones con el prototipo inicial en donde se definieron los puntos efectivos donde se ejerce mayor fuerza al momento de realizar las compresiones, para posteriormente obtener datos que sirvieron para interpretar el comportamiento de la fuerza ejercida durante la práctica. Dicha interpretación de datos se plantea en el capítulo 4, sección 3, el comportamiento de la fuerza se ve en la Figura 4.3.2, la Figura 4.3.3 y la Figura 4.3.4. Con todo lo anterior planteado se puede concluir que los objetivos particulares se cumplieron.

El objetivo general plantea el desarrollo de un guante capaz de medir fuerzas de compresión para la práctica de reanimación cardiopulmonar con base de uso de tecnologías inalámbricas, este objetivo se cumplió al momento de realizar los objetivos particulares, donde el desarrollo de estos últimos se explican en el párrafo anterior. Por lo tanto, el objetivo general se cumplió una vez cumplidos los objetivos particulares.

La hipótesis plantea lo siguiente: “es posible mejorar la capacitación y la medición de variables directas con la técnica RCP con base en implementar un sistema simulador portátil tipo guante, el cual permita el uso de esta tecnología en el proceso de mejora continua para personal con mínima experiencia”, para concluir que la hipótesis se cumplió o no, fue necesario realizar cumplir el objetivo general y los objetivos particulares. Una vez que se cumplieron se procedieron a analizar los datos obtenidos y interpretarlos con el apoyo de médicos y enfermeros que trabajan en las instalaciones de ENSAIN. El prototipo con las especificaciones planteadas en la hipótesis se cumplió, por parte de los especialistas en el área de ENSAIN al plantearles el proyecto y mostrarles la funcionalidad de este, se me explico que el proyecto tiene funcionalidad en aspectos académicos pero en labores de prácticas reales, lo cual es la idea central, cumpliendo de esta forma con el aspecto de la hipótesis del uso de esta tecnología para la mejora continua para personal con experiencia mínima, a la par de que mejora aspectos de la capacitación por parte de la retroalimentación obtenida con los datos desplegados y guardados con la interfaz

gráfica, todo lo anterior mencionado por parte del equipo de especialistas de ENSAIN que apoyaron en el proyecto se confirma con su retroalimentación dada respecto al proyecto, donde a parte de mencionar su funcionalidad académica también hicieron mención de la falta de equipos que sean capaces de medir la magnitud física de fuerza dentro de la practica RCP. Por lo tanto, la hipótesis se cumple con los aspectos ya mencionados y los datos que se interpretaron en los resultados.

La elaboración del prototipo del equipo de entrenamiento y capacitación para técnica RCP fue enriquecedor en varios sentidos, empezando por el hecho de que equipos parecidos dentro del espectro donde se busca desarrollar este existen pocos o limitados en su uso por los altos costos, inclusive por el hecho de como están enfocados. Este equipo fue idealizado para inicialmente apoyar a los estudiantes de la Facultad de Enfermería de la UAQ, por la problemática que en su momento una de las alumnas dentro de la facultad me hizo saber en el año 2018, y es el limitado equipo con el que se contaba en esos momentos para aprender a hacer una buena practica RCP. La idea inicial estaba enfocada en buscar la manera de manufacturar maniquís para la práctica RCP, los cuales fueran de bajos costos y accesibles para diferentes personas que buscaran instruirse dentro del RCP. Poco a poco la idea fue cambiando pasando por una transición en mejor crear un maniquí el cual fuera capaz de medir la fuerza con la que se le hacia una compresión y dar una retroalimentación al usuario si ésta la realizaba de forma adecuado o no. Posteriormente se llegó al último cambio del proyecto en donde ahora, buscando hacerlo más práctico y como para al publico al cual esta enfocado el proyecto, consiste en un guante el cual tenga integrado sensores los cuales sean capaces de medir la fuerza ejercida en las compresiones durante la practica RCP, a partir de ello contar con una aplicación la cual sea capaz de informar al usuario sobre cómo está efectuando su compresiones y que tan bien o mal las efectúa. Para lograr todo lo mencionado y entender la dificultad detrás del proyecto fue necesario considerar que el área sobre la cual se estaba trabajando no existía algo ya establecido en especifico, porque si bien, existen datos empíricos sobre cuanto se debe comprimir un torso al presionarlo y cuantas compresiones deben realizarse por minuto, propiamente no se tiene un estudio el cual este enfocado en la fuerza adecuada que se necesita para realizar una correcta compresión, por lo tanto, otro punto a considerar era determinar un rango estimado en donde una persona si es capaz de ejerce esa fuerza significa que esta realizando una buena compresión.

La primera consideración que se realizó fue la forma en medir la fuerza durante las compresiones, para esto fue necesario contemplar que debería ser a partir de sensores que no incomodaran o lastimasen al usuario, por lo tanto, se descartaron varios sensores fuerza los cuales consistían en estructuras metálicas o de gran tamaño, por lo que se decidió optar por sensores tipo galga, que a pesar de ser bastante sensibles por los factores tanto de compresión como de flexión fueron la mejor opción por que cumplía con el aspecto de ser sensores que son pequeños y bastante adaptables a la forma de la mano, a la par de que los alambres que se le conectan son bastante delgado y también apoyan en el aspecto de que el uso del guante sea cómodo para el practicante. Posterior a la selección de estos fue necesario hacer múltiples

pruebas para obtener un rango de comportamiento referente a su lectura de fuerza a partir del peso a los cuales eran sometidos. Otro punto a tratar para las galgas extensiométricas era el hecho de la variación de estas ya que su comportamiento era el de una resistencia variable pero cambiando su valor de forma muy pequeña por lo que fue necesario estudiar diferentes formas a partir de las cuales se podría obtener una lectura factible para la fuerza ejercida, primero se tenía planeado diseñar una etapa de amplificación en conjunto de un puente de Wheatstone, el cual de forma simple equivaldría a un divisor de voltaje, pero como la idea central del proyecto no era diseñar una etapa de amplificación, sino el generar un equipo de apoyo académico para la práctica RCP se procedió a buscar alternativas para las lecturas del cambio de resistencia, de esta forma logrando obtener módulos especializados para amplificar la señal obtenidas por las galgas, así logrando obtener una lectura de forma analógica por parte del microcontrolador y obtener un datos considerables para la fuerza.

Con el factor de la lectura de fuerza a partir de las galgas extensiométricas, se procedió al siguiente paso, la busca del apoyo y aprobación de que tan factible era el prototipo, para este punto se decidió acudir a las instalaciones de ENSAIN de la Facultad de Enfermería, en donde se expuso el proyecto en busca de la colaboración y apoyo de gente especializada respecto a la practica RCP. Una vez obtenido el visto bueno referente a la funcionalidad del proyecto y con el apoyo brindado por las instalaciones, se procedió a realizar múltiples ensayos en donde se mostraba la función del prototipo y como se vería una vez que se ponga en practica. Con dicho apoyo se logro recabar datos para estudiar el comportamiento de los sensores al momento de ponerse a prueba en una practica RCP realizada por un profesional, con dichos datos se logro concluir que si existe un rango en el cual si es necesario efectuar cierta cantidad de fuerza para lograr una práctica RCP correcta, considerando que los datos recabados fueron unicamente por parte de dos sensores presentes durante la práctica. Si bien, el comportamiento de los sensores era bastante variable, esto fue algo que se considero por el hecho de la gran sensibilidad que tienen las para detectar la fuerza. Considerando el comportamiento de los muestreos obtenidos es apreciable notar en las Figura 4.3.2 y Figura 4.3.3, que si bien tienen una variación considerable, es posible notar su comportamiento cuando a estos sensores se les aplicaba una fuerza durante las compresiones, teniendo un rango un poco grande pero a pesar de ello funcional y digerible.

Por lo tanto, el prototipo cumplió con las expectativas de la medición de fuerza en las compresiones durante la practica RCP y también dejando futuras posibilidades para retomar el proyector y buscar su mejora para hacerlo más eficiente y dinámico para gente que busque instruirse dentro del área de RCP, así facilitando y tratando de hacer más eficiente su ruta de aprendizaje.

Una de las posibles consideraciones que se tienen en mente, en dado caso de que se desee retomar el proyecto, es el implementar más sensores en más puntos clave o buscar la manera de diseñar un sensor especializado el cual abarque los puntos importantes en la mano en donde se ejerza la mayor cantidad de fuerza durante las compresiones en el RCP. También se tienen otras consideraciones como otros equipos de apoyo dentro del área del RCP, como lo es diseñar una

maquina que automaticamente las compresiones efectuadas en el RCP, las cuales ya existen, pero añadiendo el factor de medición de la fuerza durante dicha practica.

Por último, este proyecto abre diferentes oportunidades demostrando que existen muchas áreas más allá de las industriales en las cuales se pueden crear equipos para el apoyo y mejora en otros ámbitos, en este caso teniendo la oportunidad de poder brindar un equipo dentro tanto del ámbito médico y académico.

BIBLIOGRAFÍA

Aguilera Campos, A., Asensio Lafuente, E., Cardiol, M., *et al.* (2012). *Análisis de la inclusión de la policía en la respuesta de emergencias al paro cardiorrespiratorio extrahospitalario*. Revisado el 24 de Octubre de 2023, de <https://www.saludpublica.mx/index.php/spm/article/view/7113/9196>

Andrade Donoso, A. F., Escobar Murgas, L. A. (2010, 29 diciembre) *Dispositivo de reanimación cardio-pulmonar* (Número WO2010148529A1; PCT/CL2010/000010).

Barthod, C., Maréchal, L. (2016, Julio 6). *Conjunto de aprendizaje y simulador de torso de niño de pecho para el aprendizaje del movimiento de la kinesioterapia respiratoria* (Número EP2430628A1).

Bayés, A. (2011). *Clinical arrhythmology* (Primera Edición). Editorial John Wiley and Sons.

Betancourt Almachi, E. J., Betancourt Almachi, B. J., Betegon Gil, A., Gómez Vicente, R. (2017, 26 enero). *Sistema de reconocimiento y tratamiento para reanimación cardiaca* (Número WO2017013278A1; PCT/ES2015/070565).

De Alegría Fernández de Retana, B. R. (2020, 29 junio). *El paro cardiorrespiratorio (PCR)*. Recuperado el 24 de octubre de 2023, de https://www.infermeravirtual.com/esp/actividades_de_la_vida_diaria/respirar#tutorial-147-definicion

Fishman, G., Chungh, S., DiMarco, J., *et al.* (2010) *Sudden cardiac death prediction and prevention: Report from a National Heart, Lung, and Blood Institute and Heart Rhythm Society Workshop*. Recuperado el 24 de octubre de 2023, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3016224/>

González Hermsillo, J. A., Marquez, M. F., Cárdenas, M. (2004). *Risk stratification for sudden cardiac death. Harrison's*. Recuperado el 24 de octubre de 2023, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10450787/>

Hetland, E., (2013, 25 diciembre). *Unidad de simulación de pulso* (Número EP2499627B1).

Herramientas Tecnológicas Profesionales. (2022, 12 octubre). Sensor de fuerza o presión MF01. HeTPro-Tutoriales. <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/sensor-de-fuerza-o-presion-mf01/>

Iwami, T., Kawamura, M., Tomita, K. (2010, 23 diciembre). *Portable practice tool for heart massaging in cardiopulmonary resuscitation* (Número WO2010147129A1; PCT/JP2010/060164).

Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI). (2017, Octubre 30). *Estadísticas a propósito del día de muertos*. Recuperado el 24 de Octubre de 2023, de https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2017/muertos2017_nal.pdf

Kong, H., Peterson, E., Fonarow, G., et al. (2010). *Addressing disparities in sudden cardiac arrest care and the underutilization of effective therapies*. Recuperado el 24 de octubre de 2023, de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20934553/>

Palsma, H. J., Drent, G. (2012, Octubre 18). *Training or testing skills in CPR and the use of an AED* (Número WO2012141586A1; PCT/NL2012/050244).

Pomposo Alonso, J. A., Ochoteco Vaquero, E., Grande Telleria, H. J., Martinez Rodriguez, F., Obieta Zubieta, G. (2017, Enero 18). *Sensores de presión distribuidos de gran superficie basados en politiofenos* (Número WO2007006833A2; PCT/ES2006/000398).

Previdi, J. (2020). *Reducción de las desigualdades en el paro cardíaco extrahospitalario*. Recuperado el 24 de octubre de 2023, de <https://cpr.heart.org/-/media/CPR-Files/Resuscitation-Health-Equity/Reducing-Disparities-for-Out-of-Hospital-Cardiac-Arrest-Toolkit--SPANISH--0921.pdf>

Richard, C. J., Piazza, A. J., Griesser, H. P. (2013, Junio 27). *Peel and stick CPR assistance device* (Número WO2013093757A1; PCT/IB2012/05738).

Rodríguez Reyes, H., Muñoz Gutiérrez, M., Márquez, M. F., et al. (2015, Junio 2). *Muerte súbita cardíaca. Estratificación de riesgo, prevención y tratamiento*. Recuperado el 24 de octubre de 2023, de https://biblioguias.uam.es/citar/estilo_ieee

Sociedad Española de Cardiología. (2013, Abril 9). *Las probabilidades de sobrevivir a un PCR se reducen a la mitad tras el sexto minuto*. Recuperado el 24 de octubre de 2023, de <https://secardiologia.es/comunicacion/notas-de-prensa/notas-de-prensa-sec/4619-probabilidades-de-sobrevivir-a-pcr-se-reducen-a-mitad-tras-sexto-minuto>

Vicedo Peinado, R. (2010, Diciembre 2). *Dispositivo simulador de técnicas de reanimación cardio-pulmonar* (Número WO2010136626A1; PCT/ES2010/070277).

Yang, S. J., Kim, D. Y., Kim, N. H., et al. (2013, Diciembre 13). *Simulator for cpr and defibrillator training* (Número US20130330698A1; US13/493,225).