



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO FASE I

**DISEÑO Y ELABORACIÓN DE PROTOTIPO PARA MONITOREO DE SIGNOS VITALES EN
HUMANOS**

PRESENTADO POR:

11511063 CARLOS EDGARDO CERRATO MARTÍNEZ

11511354 RICARDO MARTIN ALVARADO MATAMOROS

ASESOR METODOLÓGICO: ING. RIGOBERTO CASTRO CASTRO

ASESOR TEMÁTICO: ING. JUAN JOSÉ SÁNCHEZ VÁZQUEZ

CAMPUS TEGUCIGALPA; ABRIL, 2020

Dedicatoria

A mis padres que han sido mi apoyo incondicional en todo momento, serán mi ejemplo a seguir y especialmente a mi abuela Isidora Cruz (Q.D.D.G) que siempre será mi motivación el resto de mi vida. A ti Mery por todo este tiempo con mucho amor.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a todos los docentes que nos instruido durante nuestro tiempo en la universidad y especialmente al Ing. Juan José Sánchez Vázquez, quien nos apoyó durante la realización de este trabajo siendo nuestro asesor temático y a la Ing. Verónica Montoya quien realizo importantes aportes a este proyecto. Agradecemos la colaboración del Ing. Rigoberto Castro que con mucha generosidad nos brindó su apoyo en aspectos técnicos y metodológicos en este proyecto.

EPÍGRAFE

“Gracias totales, mereces lo que sueñas”

Gustavo Cerati

RESUMEN EJECUTIVO

El monitoreo constante de los signos vitales (SV) de una persona permite determinar el estado de salud de la misma. Sin embargo, gran parte de la población no acostumbra a medirlos con frecuencia, y cuando lo hacen, es debido a una revisión médica por enfermedad. A pesar que recientemente han salido al mercado una extensa gama de dispositivos enfocados al seguimiento de los SV, existen una serie de razones por las cuales las personas no suelen adquirir este tipo de dispositivos, incluyendo la incomodidad y apariencia. Las personas que compran dichos aparatos, usualmente los adquieren para dar seguimiento a un signo vital en específico que requiere ser supervisado, utilizando dispositivos que solo miden signos tales como: glucómetros, balanzas, termómetros, etc. Los padecimientos más comunes por los cuales las personas adquieren estos dispositivos son: hipertensión e hipotensión arterial, diabetes y obesidad. La presencia de estos padecimientos es reflejado en los signos vitales del paciente, por eso es importante el monitoreo de la mayor cantidad de SV posibles y buscar la manera de llevar un historial de ellos.

El presente trabajo tiene como objetivo principal el diseño y la elaboración de una maquina capaz de medir los SV de una manera eficiente y de fácil uso para el usuario usando como base una silla, la cual realizara un monitoreo en tiempo real de los SV.

Se logró realizar una maquina tipo silla para medir parámetros de SV de pacientes. Esta consta de celdas de carga con módulo HX711 para medir peso; tallímetro con sensor ultrasónico y la parte fundamental un sensor MAX30105 para medir en tiempo real SV como: frecuencia cardiaca, temperatura, saturación de oxígeno en sangre y pulso. Finalmente, no se logró realizar pruebas experimentales para medir la presión arterial que debido a la clausura de funciones totales en Honduras por la emergencia nacional COVID-19. Sin embargo, este trabajo presenta el desarrollo del algoritmo para su implementación por medio de la plataforma Raspberry y lenguaje de programación Python.

ABSTRACT

The constant monitoring of the vital signs (SV) of a person allows to determine the state of health of the same. However, a large part of the population does not usually measure them frequently, and when they do, it is due to a medical examination for illness. Despite the fact that a wide range of devices focused on monitoring SVs have recently come onto the market, there are a number of reasons why people often do not purchase such devices, including discomfort and appearance. People who buy such devices, usually acquire them to track a specific vital sign that needs to be monitored, using devices that only measure signs such as: glucometers, scales, thermometers, etc. The most common conditions for which people acquire these devices are: hypertension and hypotension, diabetes and obesity. The presence of these conditions is reflected in the patient's vital signs, so it is important to monitor as many SVs as possible and to find a way to keep a history of them.

The main objective of this work is to design and develop a machine capable of measuring SVs in an efficient and user-friendly way using a chair as a base, which will monitor the SVs in real time.

A chair-type machine was achieved to measure SV parameters of patients. This consists of load cells with HX711 module to measure weight; height rod with ultrasonic sensor and the fundamental part a MAX30105 sensor to measure SV in real time such as: heart rate, temperature, blood oxygen saturation and pulse. Finally, it was not possible to carry out experimental tests to measure blood pressure due to the closure of total functions in Honduras by the national emergency COVID-19. However, this work presents the development of the algorithm for its implementation through the Raspberry platform and the Python programming language.

ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	Introducción.....	7
II.	Planteamiento del problema.....	10
2.1	Precedentes del problema.....	10
2.2	Definición del problema.....	10
2.3	Justificación del problema.....	10
2.4	Preguntas de investigación.....	11
2.5	Objetivos.....	11
2.5.1	Objetivo general.....	11
2.5.2	Objetivos específicos.....	12
III.	Marco teórico.....	13
3.1	Trabajos previos.....	13
3.1.1	Silla de salud: Detección implícita de la frecuencia cardíaca y respiratoria.....	13
3.1.1.1.	Diseño estructural.....	13
3.1.1.2.	Censando signos vitales desde una silla.....	14
3.1.1.3.	Resultados.....	14
3.1.1.4.	Conclusiones.....	15
3.1.2	Silla basada en un sistema sin restricciones. Con un sistema de monitoreo de presión arterial utilizando un balistocardiograma de dos canales.....	15

3.1.2.1.	Resumen del sistema	16
3.1.2.2.	Procedimiento experimental.....	17
3.1.2.3.	Resultados.....	17
3.1.2.4.	Conclusiones	17
3.1.3	silla y aparato auxiliar con características de diagnóstico médico en un sistema de monitoreo de salud remoto.....	18
3.1.3.1	Descripción de del dibujo	18
3.2	Signos vitales en Humanos	19
3.2.1	Presión arterial.....	19
3.2.2	Frecuencia cardíaca.....	22
3.2.3	Saturación de oxígeno en sangre.....	25
3.2.4	Temperatura corporal (TC).....	26
3.3	Peso y altura en humanos	28
3.3.1	Balanza digital.....	29
3.3.2	Tallímetro.....	31
3.4	Sensor utilizado para medir SV en humanos	32
3.5	Sensores utilizados para medir peso y altura	34
3.5.1	Sensores Celdas de carga.....	34
3.5.2	Sensores ultrasónicos.....	36

IV. metodología	39
4.1 Enfoque	39
4.2 Variable de investigación.....	39
4.3 Técnicas e instrumentos aplicados.....	40
4.4 Materiales	41
4.5 Pruebas experimentales	43
4.6 Metodología de estudio.....	44
4.6.1 Análisis de proyectos tecnológicos relacionados con la medición de signos vitales en humanos	44
4.6.2 Determinación de signos vitales a medir.....	44
4.6.3 Determinación de sensores	46
4.6.4 Diseño en Solidworks.....	53
4.6.5 Pruebas a cada sensor individualmente.....	58
4.6.6 Diseño de interfaz grafica.....	62
4.6.7 Pruebas y simulaciones de sensor utilizado para medir SV.....	62
4.7 Metodología de validación	65
4.7.1 Sensores	65
4.7.2 Programación.....	68
4.8 Cronograma de actividades.....	69

V. Resultados y análisis	71
5.1 Análisis de proyectos tecnológicos de medición de signos vitales	71
5.2 Signos vitales a medir	72
5.3 Elección de sensores.....	72
5.4 Diseño de prototipo en Solidworks	73
5.5 sensores probados individualmente	75
5.6 Diseño interfaz grafica	75
5.7 simulaciones de signos vitales utilizando sensores.....	75
VI. Conclusiones.....	76
VII. Recomendaciones.....	78
VIII. Implementación.....	79
IX. Trabajo futuro.....	80
Bibliografía.....	81
Anexos.....	86

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1. Prototipo de silla con sensor.....	14
Ilustración 2. Prototipo de silla con balistocardiograma de dos canales.....	16
Ilustración 3. Diseño de silla patentado.....	18
Ilustración 4. Presión arterial.....	19
Ilustración 5. Presión diástole y sístole.....	20
Ilustración 6. Tensiómetro digital.....	21
Ilustración 7. Pulsómetro de pecho.....	25
Ilustración 8. Pulsioxímetro digital.....	26
Ilustración 9. Termómetro digital.....	28
Ilustración 10. Peso y altura ideal.....	29
Ilustración 11. Balanza digital.....	30
Ilustración 12. Tallímetro digital.....	31
Ilustración 13. Transmisión de la luz a través de un dedo donde A sangre arteria, V sangre vena y T tejidos.....	33
Ilustración 14. Sensor de oximetría.....	33
Ilustración 15. Celdas de carga.....	34
Ilustración 16. Galgas extensiométricas.....	35
Ilustración 17. Funcionamiento de sensor ultrasónico.....	37

Ilustración 18. Onda cónica de un sensor ultrasónico	38
Ilustración 19. MAX30105	47
Ilustración 20. Sensor HC-SR04	49
Ilustración 21. Operación del módulo ultrasónico	49
Ilustración 22. Patrón de onda ultrasónica.....	50
Ilustración 23. Modulo HX711.....	52
Ilustración 24. Celdas de carga de 50kg.....	53
Ilustración 25. Diseño de prototipo de silla	55
Ilustración 26. Diseño de soporte para pies	55
Ilustración 27. Diseño de barra para la medición de altura	56
Ilustración 28. Ubicación de sensor ultrasónico.....	57
Ilustración 29. Ubicación de monitor.....	57
Ilustración 30. Diagrama celdas de carga	58
Ilustración 31. Conexión de celdas de carga	58
Ilustración 32. Diagrama HX711 Raspberry pi.....	59
Ilustración 33. Conexión HX711 Raspberry pi.....	60
Ilustración 34. Diagrama sensor HC-SR04.....	60
Ilustración 35. Conexión de sensor HC-SR04	61

Ilustración 36. Conexión sensor MAX30105	61
Ilustración 37. SPO-2000	63
Ilustración 38. Ajuste del simulador con oxímetro de pulso probado.....	64
Ilustración 39. Monitor de signos vitales	65
Ilustración 40. Especificaciones celda de carga	66
Ilustración 41. Calibración sensor HC-SR04	67
Ilustración 42. Diagrama de Gantt.....	70
Ilustración 43. Prototipo sometido a simulación	73
Ilustración 44. Desplazamiento máximo y mínimo	74

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores normales frecuencia cardiaca	23
Tabla 2. Valores normales de temperatura.....	27
Tabla 3. Materiales y costos	42

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1. Diagrama de funcionamiento interno MAX30105.....	86
Anexo 2. Características MAX30105	86
Anexo 3. Parámetros eléctricos HC-SR04	87
Anexo 4. Diagrama de tiempo HC-SR04.....	87
Anexo 5. Especificaciones SPO-2000.....	88
Anexo 6. Programación sensor HC-SR04.....	88
Anexo 7. Programación celdas de peso	90

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Índice de masa corporal45

Ecuación 2. Medida del sonar.....67

LISTA DE SIGLAS

AMA	Asociación Médica Americana (por sus siglas en ingles)
BCG	Balístocardiograma
ECG	Electrocardiograma
ENT	Enfermedades No Transmisibles
FC	Frecuencia cardiaca
I2C	Circuito Interintegrado (por sus siglas en ingles)
NEMA	Asociación Nacional de fabricantes eléctricos (por sus siglas en ingles)
OMS	Organización Mundial de la salud
OPS	Organización Panamericana de la Salud
OXM	Oximetría
PPG	Fotopleletismografía (por sus siglas en ingles).
PTT	Tiempo de transito de pulso (por sus siglas en inglés).
PVDF	Fluoruro de polivinilideno (por sus siglas en ingles).
SPO2	Pulsioximetría
SV	Signos Vitales
μ A	Microamperios
μ S	Microsegundos

TC Temperatura Corporal

TTL Tiempo de vida

GLOSARIO

Balístocardiograma: es el registro del movimiento del cuerpo que se origina por la energía transmitida desde el corazón hacia las grandes arterias como consecuencia de la salida de la sangre desde los ventrículos y del retroceso del cuerpo como reacción (Wang, Geng, & Lin, 2019).

Espectrofotometría: es un método científico utilizado para medir cuánta luz absorbe una sustancia química, midiendo la intensidad de la luz cuando un haz luminoso pasa a través de la solución muestra, basándose en la Ley de Beer-Lambert. Esta medición también puede usarse para medir la cantidad de un producto químico conocido en una sustancia.

Fotopletismografía: es una técnica óptica simple usada para descubrir cambios volumétricos en sangre en la circulación periférica. Es un bajo costo y un método no invasor que hace mediciones en la superficie de la piel (Nirala, Periyasamy, & Kumar , 2019).

Hipertensión: la hipertensión, también conocida como tensión arterial alta o elevada, es un trastorno en el que los vasos sanguíneos tienen una tensión persistentemente alta, lo que puede dañarlos.

Pletismografía: es un método basado en la medición de cambios de presión y volumen que se utiliza para medir parámetros orientados al diagnóstico de enfermedades pulmonares o cardiovasculares.

I. INTRODUCCIÓN

El monitoreo constante de los signos vitales (SV) de una persona permite determinar el estado de salud de la misma. Sin embargo, gran parte de la población no acostumbra a medirlos con frecuencia y cuando lo hacen suele ser porque una enfermedad afecta el funcionamiento normal del cuerpo y el médico procede a supervisar dichos SV para determinar una posible alteración del estado de salud. Un subconjunto de la población observa sus SV con aparatos como relojes inteligentes mientras realizan actividades físicas, habitualmente se limitan a revisar únicamente en los periodos de ejercicios. A pesar que recientemente han salido al mercado muchos dispositivos enfocados al seguimiento de los SV, existen una serie de razones por las cuales las personas no suelen adquirir este tipo de dispositivos, incluyendo comodidad y apariencia. Las personas que compran dichos aparatos, usualmente los adquieren para dar seguimiento a un signo vital en específico que requiere ser supervisado, utilizando dispositivos que solo miden dicho signo tales como: glucómetros, balanzas, termómetros, etc.

Los padecimientos más comunes por los cuales las personas adquieren estos dispositivos son: Hipertensión e Hipotensión arterial, diabetes y obesidad. No obstante, estos padecimientos no solo afectan un signo vital, sino a varios por eso, es importante el monitoreo de la mayor cantidad de SV posibles y buscar la manera de llevar un historial de ellos.

Este proyecto se dirige para lograr que las personas midan sus SV con mayor frecuencia ya que en esto ayudaría a prevenir y a combatir enfermedades de una manera más eficiente. Según (OPS/OMS, 2016), en Honduras el estudio de prevalencia de enfermedades crónicas no transmisibles en Tegucigalpa M.D.C., evidencia que 24 de cada 100 personas mayores de 20 años es hipertensa; y que 16 de cada 100 presenta pre hipertensión arterial; además del total de los hipertensos, 33.3% fueron casos nuevos. Encuestas sobre factores de riesgo de ENT realizadas a poblaciones adultas mayores de 20 años, evidencian que alrededor del 34% tienen sobrepeso y el 21% algún grado de obesidad, mientras que, en poblaciones jóvenes de 13 a 15 años, el 18.7% presentan sobrepeso y 5.4% obesidad. En tal sentido es convierte en una necesidad contar con un instrumento guía en el tema de estilos de vida saludables en el ámbito laboral como herramienta básica para la vida laboral y cotidiana de los individuos, los grupos sociales y las

familias; al mismo tiempo, es de interés de los sectores gubernamentales y privados, el fomento y fortalecimiento para la construcción de un estado de bienestar en cada hondureño. Para esto se requiere la integración de los sensores médicos en objetos con los que se interactúan a diario. Según los datos de una encuesta realizada por el Instituto Estadounidense de Salud y Nutrición, la gran mayoría del tiempo que pasamos sin dormir se gasta en acciones sedentarias (58%) la mayoría de las personas pasan más tiempo sentadas y dada la ubicuidad de una silla es el objeto óptimo para la colocación del equipo necesario para la medición de los SV, se ha decidido orientarlo para personas que residen en Honduras, sin embargo puede ser usado en lugares que posean tomacorrientes bajo la normativa NEMA 5-15R.

El presente trabajo tiene como objetivo principal el diseño y la elaboración de una maquina capaz de medir los SV de una manera eficiente y de fácil uso para el usuario usando como base una silla, la cual realizara un monitoreo en tiempo real durante la persona este sentada en ella y almacenara los datos para los fines que el paciente requiera.

Las secciones que conforman el presente trabajo, se detallan a continuación:

Planteamiento del problema: se detalla la problemática encontrada y se expone porqué es importante su solución.

Marco teórico: representa el fundamento teórico de la investigación y diseño realizado, ofrece al lector un criterio válido para el entendimiento teórico del trabajo.

Metodología: se detallan las variables de investigación que se analizarán durante el proyecto, de igual forma la metodología seguida para realizar el diseño, las técnicas implementadas, la descripción de los materiales necesarios en conjunto a su presupuesto y un cronograma de las actividades seguido durante el proyecto.

Resultados y análisis: se presenta una síntesis de los datos obtenidos durante el desarrollo del proyecto, así como el análisis del autor sobre la investigación para la realización del diseño.

Conclusiones: esta sección incluye las conclusiones obtenidas durante la realización del proyecto de diseño.

En los posteriores capítulos se presentan las sugerencias y recomendaciones propuestas para el seguimiento de este proyecto a corto y mediano plazo.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA

Según Griffiths, Saponas, & Brush (2014), las personas interactúan con frecuencia con sillas especialmente las personas en oficina y dentro de ella una buena forma para detectar enfermedades debido a que se requiere de varias posiciones y es una forma eficaz para colocar sensores en toda la silla, tomando mediciones de frecuencia cardiaca y frecuencia respiratoria y a la vez obteniendo buenos resultados

Las enfermedades crónicas son un gran problema porque pueden tener impacto mayor creando otras enfermedades una de ellas es la hipertensión arterial; en este trabajo se logra tener un monitoreo más amplio basada en un sofá y el uso de nueva tecnología PPG (Wang, Geng, & Lin, 2019).

Realizar una silla profesional con una estación variada de equipos médicos y que sea interactiva al paciente para monitorear de forma precisa signos glucosa, electrocardiogramas, temperatura corporal entre otras y poder convertir toda esa información a un estado de salud de la persona (United State Patent No. US6832987B2, 2003).

2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Actualmente en honduras no existe una maquina tipo silla con la que se pueda dar seguimiento de los SV de una manera cómoda y confiable. Según (Villegas Gonzales, Villegas Arenas, & Villegas Gonzales, 2012) el monitoreo de los SV no solo está indicado para los enfermos, sino también para personas en condiciones físico-atléticas, con fines de recreación y/o rehabilitación. Por lo tanto, existe un gran número de personas que requieren el monitoreo continuo de SV y una maquina cómoda para el usuario daría atención a dicha necesidad.

2.3 JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

Los tratamientos curativos son cada día más costosos, aun considerando sólo los costos directos, los medicamentos, los procedimientos diagnósticos y terapéuticos y la hospitalización resultan altamente gravosos. Si a esto se agrega el costo que representa ausentarse del trabajo mientras

se está enfermo y otros costos indirectos se tienen que reconocer las serias dificultades para financiarlo (Lifshitz, 2014). Realizar diariamente el monitoreo de los SV a la larga resulta más económico que no hacerlo, ya que al realizarlo nos permite prevenir la mayoría de las posibles intervenciones de la medicina curativa en un futuro. Al supervisar los SV diariamente se pueden tomar medidas rápidas ante la posible alteración de algún signo vital ayudándonos a reducir las posibilidades de ser hospitalizado. Por las razones antes mencionadas, es imprescindible lograr realizar la elaboración de una maquina capaz de realizar la medición de los SV de una manera eficaz y confiable mediante el uso de diversos sensores colocados estratégicamente para lograr la mayor comodidad posible para el usuario.

2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

- ¿Qué signos vitales son los más importantes?
- ¿Qué sensores se deben de utilizar para la medición de altura, peso, oxígeno en sangre, pulso, frecuencia cardiaca, presión sanguínea?
- ¿Qué diseño será el más óptimo para la elaboración de la silla?
- ¿Qué impacto tendrá en el sistema de salud hondureño?
- ¿Qué ventajas tendría una persona al hacer uso continuo de la silla?
- ¿Qué ventajas obtendría una clínica al tener una silla?
- ¿Qué procesadores y que lenguaje de programación se deberán utilizar?

2.5 OBJETIVOS

2.5.1 OBJETIVO GENERAL

Realizar el diseño y elaboración de un prototipo capaz de medir los SV de una persona de manera eficiente y de fácil uso usando como base una silla fija.

2.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Realizar la búsqueda de antecedentes de proyectos similares que puedan brindar información vital sobre el proceso de diseño y elaboración del proyecto.
2. Determinar cuáles SV son los más importantes para el monitoreo diario y especificar los parámetros a medir.
3. Especificar los sensores a utilizar para la medición de los SV en humanos (presión arterial, frecuencia cardiaca, temperatura, saturación de oxígeno en sangre) además de los sensores para medir peso y altura.
4. Diseñar el prototipo de la silla mediante la herramienta de Solidworks.
5. Realizar compra de los componentes necesarios para la silla
6. Verificar el funcionamiento de cada sensor utilizado haciendo pruebas individuales de cada uno de ellos
7. Diseñar una interfaz gráfica para la visualización y análisis de los datos obtenidos por los sensores.
8. Realizar la construcción del diseño realizado en Solidworks e implementar los sensores de SV.
9. Realizar pruebas y simulaciones utilizando el equipo de simuladores brindados por UNITEC.
10. Analizar los datos obtenidos de las simulaciones para verificar el desempeño de la maquina
11. Designar un presupuesto para el diseño del proyecto.

III. MARCO TEÓRICO

3.1 TRABAJOS PREVIOS

3.1.1 SILLA DE SALUD: DETECCIÓN IMPLÍCITA DE LA FRECUENCIA CARDÍACA Y RESPIRATORIA

Las personas interactúan con sillas con frecuencia, en ellas una ubicación potencial para llevar a cabo la detección de la salud implícita en la que no requiere ningún esfuerzo adicional por los usuarios. Se encuestó a 550 participantes a forma de entender cómo las personas se sientan en las sillas y la información para el diseño de una silla que detecta la frecuencia cardíaca y respiratoria colocando los sensores en los brazos y respaldo de la silla, respectivamente. En un estudio de laboratorio con 18 participantes, se evaluó una variedad de posiciones de la forma común de sentarse para determinar como la frecuencia cardíaca y frecuencia respiratoria y la detección fue posible (32% del tiempo para la frecuencia cardíaca, el 52% de la frecuencia respiratoria) y evaluar la exactitud de la tasa detectado (83% para la frecuencia cardíaca, el 73% de la frecuencia respiratoria). Se discuten los desafíos de este movimiento de detección de la naturaleza mediante la evaluación de un estudio en el sitio por un total de 40 horas con 11 participantes. Se demuestra que, como un sensor implícito, la silla puede hacer la recolección de signos vitales de su ocupante a través de la interacción natural con la silla (Griffiths, Saponas, & Brush, 2014).

3.1.1.1. *Diseño estructural*

Este estudio se centró en la evaluación de la capacidad de la silla de salud para detectar con velocidad y precisión, el corazón y la frecuencia respiratoria bajo condiciones controladas. Los autores probaron dos aspectos: 1) si la silla de la Salud podría detectar consistentemente un signo vital dando un informe cuando los signos se encuentra en un estado de equilibrio, tales como la frecuencia cardíaca, mientras que una persona está en reposo a través de varias posiciones y diferentes formas de estar sentado y 2) si la silla de la Salud puede detectar cuando los signos vitales están cambiando.

3.1.1.2. *Censando signos vitales desde una silla*

Informado por el estudio el uso de la silla, ellos construyeron su propio prototipo para sillas de Salud. Se han centrado en la detección de dos signos vitales, la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria, ya que estos son indicadores bien conocidas para una variedad de problemas médicos, incluyendo problemas cardíacos y respiratorios y otras afecciones más sutiles, tales como problemas de estrés y ansiedad.

El estudio demostró que el uso de la detección de los reposabrazos y el respaldo de sillas proporcionaría períodos de datos de salud de detección durante todo el día para la mayoría de la gente. Por lo tanto, los autores eligieron estas dos direcciones para detectar signos vitales. Cualquier detección realizada por un sensor implícita debe realizarse de tal manera como para no impedir la función normal de ese objeto. En el caso de la silla, esto significaba que tenían sensores para ajustarse a la estructura de la silla en cuestión y no producen ningún aumento en la incomodidad del ocupante. (Ilustración No.1) muestra el prototipo final de la silla de la salud, incluyendo la colocación de los electrodos y sensores de presión.



Ilustración 1. Prototipo de silla con sensor

Fuente:(Griffiths, Saponas&Brush, 2014)

3.1.1.3. *Resultados*

El éxito de cualquier sensor implícito depende de dos cosas: su capacidad de detectar cuándo debería estar aceptando datos y cómo saber que los datos realmente son. No es sorprendente, el

sensor se vuelve más estricto con sus criterios de aceptación, los datos reportados se vuelven más precisos. El éxito de la Health Chair como sensor implícito es, por lo tanto, una combinación de con qué frecuencia acepta datos y, de esos datos aceptados, cómo con precisión infiere los datos en la comparación con la verdad básica. La exactitud para un signo vital se calculó comparando solo aquellos datos encontrados en una ventana de diapositivas de 10 segundos que fueron aceptadas al dato correspondiente encontrado en la verdad básica. El estudio de laboratorio demostró que la posición de un ocupante está en tiene un gran efecto en la capacidad de la silla para ser un sensor implícito. Con qué frecuencia la Health chair encontró tarifas válidas difería mucho debido a la posición del ocupante. En general, Health Chair aceptó las frecuencias cardíacas el 32% del tiempo y tasas respiratorias aceptadas el 52% del tiempo.

3.1.1.4. *Conclusiones*

En este trabajo se ha demostrado que la Health chair puede detectar la frecuencia respiratoria y cardíaca en el laboratorio a través de una variedad de diferentes posiciones de un ocupante puede tomar. En la naturaleza, los autores han demostrado que la Health Chair puede detectar la frecuencia respiratoria y del corazón como el ocupante utiliza la silla de una manera natural, sin la participación activa. El estudio realizado sugiere que la Health chair como un sensor implícito sería capaz de proporcionar una gran parte de la población con las mediciones frecuentes de sus signos vitales. Es un sensor implícito de manera oportunista puede proporcionar informaciones más frecuentes acerca de los signos vitales de una persona de lo que estarían dispuestos o en condiciones de obtener de otro modo.

3.1.2 SILLA BASADA EN UN SISTEMA SIN RESTRICCIONES. CON UN SISTEMA DE MONITOREO DE PRESIÓN ARTERIAL UTILIZANDO UN BALISTOCARDIOGRAMA DE DOS CANALES

La hipertensión arterial es una enfermedad crónica bien conocido que causa complicaciones tales como las enfermedades cardiovasculares o accidente cerebrovascular, y por lo tanto necesita ser manejado de forma continua mediante el uso de un sistema simple para la medición de la presión arterial. El método existente para la medición de la presión arterial utiliza un mango de envoltura, lo que hace que la medición de culto dificultad para los pacientes. Para abordar este problema, métodos de medición de la presión arterial que detectan la presión de pico a través de señales

mide utilizando fotopleletismografía (PPG) y sensores de electrocardiograma (ECG) y usarla para calcular el tiempo de tránsito de pulso (PTT) o velocidad de la onda del pulso (VOP) han sido estudió (Wang, Geng, & Lin, 2019).

3.1.2.1. *Resumen del sistema*

En este estudio, un aparato experimental de tipo sofá se fabricó para asegurar la medición de una señal biométrica estable. El peso fue apoyado por una placa de acero en un marco de aluminio, y las películas de PVDF se une a una parte posterior de uretano de espuma y un cojín en el asiento, que luego se cubre con cuero natural para crear una estructura similar a un sofá. Las señales de BCG se midieron en tiempo real usando las películas PVDF unidos al aparato experimental. Para confirmar que las señales de BCG se midieron con precisión, las señales PPG se midieron simultáneamente como una referencia mediante el uso de un sensor PPG. El chip Atmega256 se utilizó como un microcontrolador y la frecuencia de muestreo se fijó en 100 Hz. Las señales de BCG primas fueron enviados a un sistema informático (i7 Core, windows10) a través de Bluetooth. El software desarrollado en este estudio proporciona características tales como el procesamiento de ruido de extracción, así como el modelado y las funciones de estimación de la presión arterial. El software fue desarrollado sobre una base de MATLAB. Después de la etapa de formación, se puede estimar la presión arterial a intervalos de 10 s a través de las señales de medición a través de la silla, (Ilustración No.2).

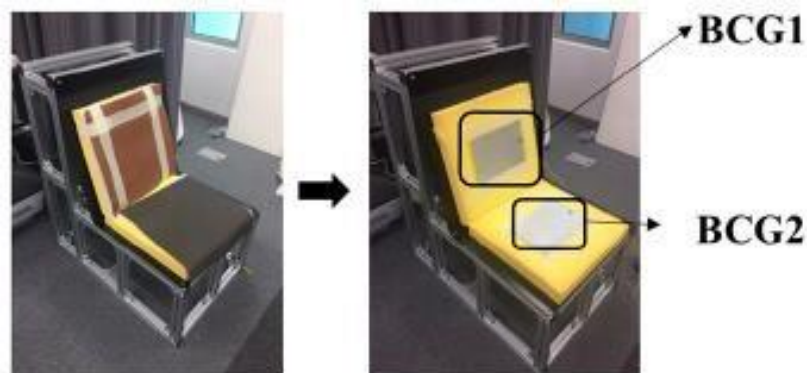


Ilustración 2. Prototipo de silla con balistocardiograma de dos canales

Fuente: (Wang, Geng, & Lin, 2019)

3.1.2.2. *Procedimiento experimental*

Este estudio realizó experimentos en 30 adultos de 20 a 50 años (14 hombres, 16 mujeres) con amplios atributos de rango (35.3 12.5 años, altura: 166.1 9.4 cm, peso: 63.3 12.8 kg). Los sujetos fueron seleccionados de un grupo de personas sin hipertensión. El estudio fue aprobado por el público. Institución Comité de Bioética designado por el Ministerio de Salud y Bienestar de Corea del Sur (IRB P01-201812-12-001).

En los experimentos, las presiones sanguíneas estables de los sujetos se midieron simultáneamente utilizando el sofá experimental y un monitor de presión arterial tipo brazalete después de que los sujetos recibieron un descanso suficiente. La presión sanguínea se midió cinco veces a intervalos de 1 min.

3.1.2.3. *Resultados*

Estos valores también estaban dentro de los criterios recomendados cuando se creó el modelo de estimación de BP con PTT como valores de entrada, sin embargo, el modelo de estimación de BP que utilizó IPD como valores de entrada mostró una mayor precisión para la presión arterial sistólica, mientras que, para la presión diastólica, el modelo creado usando El PTT obtenido de dos BCG mostró una mayor precisión.

3.1.2.4. *Conclusiones*

Mientras se monitorea la presión arterial tipo silla, sistemas se han desarrollado en el pasado la mayoría de ellos tenían baja utilidad porque requieren usuarios deben estar conscientes durante la medición. Sin embargo, el sistema desarrollado en este estudio puede medir presión arterial incluso si el usuario simplemente se sienta en una silla a través de sensores BCG instalados en el respaldo y el asiento placas, mejorando así la conveniencia. Las señales de BCG tienen una limitación para aumentar la precisión de estimación de la presión arterial porque se mezclan con varios ruidos y, por lo tanto, no pueden ser precisos detectan las posiciones máximas y, a menudo, no logran capturar el tiempo de transito de pulso PTT. Sin embargo, el sistema propuesto en este estudio podría estimar con precisión la presión arterial incluso si no captura la ubicación del pico porque usa IPD, que está altamente correlacionado con la presión arterial. El sistema desarrollado

en este estudio también tiene ciertas limitaciones. El número de sujetos de prueba es menor que el número de sujetos (un mínimo de 85) recomendados para evaluar monitores de presión arterial y la precisión para la detección de hipertensión e hipotensión es a veces baja.

3.1.3 SILLA Y APARATO AUXILIAR CON CARACTERÍSTICAS DE DIAGNÓSTICO MÉDICO EN UN SISTEMA DE MONITOREO DE SALUD REMOTO

Una silla de examen médico incluye un grupo de sensores que incluyen electrodos en sensores de punta de dedo, varios otros tipos de sensores incorporados en correas para el paciente en la silla y células de carga que sostienen la silla, todos los cuales proporcionan datos parcialmente procesados en la electrónica montado en la silla y luego transmitido a la estación central para el diagnóstico del paciente (United State Patent No. US6832987B2, 2003).

3.1.3.1 Descripción de del dibujo

El aparato de la invención comprende la combinación de la silla o dispositivo de plataforma de soporte de sujeto equivalente tal como una cama, camilla o similar con varios componentes de transmisión de datos, audio y visual. El dispositivo de la reivindicación incluye además uno o más de los siguientes: sensor de diagnóstico de electrocardiograma ECG, sensor de presión arterial, sensor de frecuencia respiratoria, sensor de oximetría de pulso, detector sónico, detector de resistencia de la piel, sensor de agarre manual, sensor de flujo de fluido y glucómetro (Ilustración No.3).

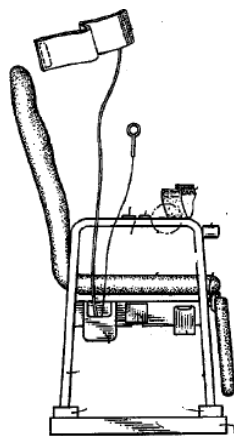


Ilustración 3. Diseño de silla patentado

Fuente: (United State Patent No. US6832987B2, 2003)

3.2 SIGNOS VITALES EN HUMANOS

3.2.1 PRESIÓN ARTERIAL

La presión arterial o tensión arterial (Ilustración No.4) es la presión que ejerce la sangre contra la pared de las arterias. Esta presión es imprescindible para que circule la sangre por los vasos sanguíneos y aporte el oxígeno y los nutrientes a todos los órganos del cuerpo para que puedan funcionar, es un tipo de presión sanguínea.

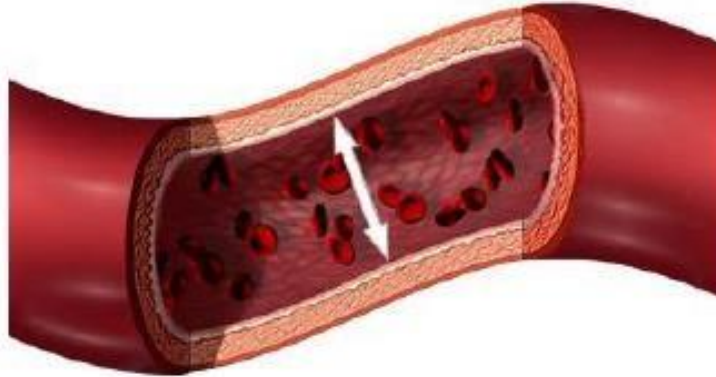


Ilustración 4. Presión arterial

Fuente: (Godoy, 2014)

La presión arterial está causada por las contracciones periódicas del ventrículo cardiaco izquierdo en su función de bombardear la sangre hacia todo el organismo por medio de las arterias. Se denomina presión arterial a la resistencia que ofrecen las paredes de las arterias al paso de la sangre impulsada por el corazón (Godoy, 2014).

Presión arterial depende de los siguientes factores:

- Volumen de inyección: volumen de sangre que expulsa el ventrículo izquierdo del corazón durante la sístole del latido cardiaco.
- Distensibilidad de las arterias: capacidad de aumentar el diámetro sobre todo de la aorta y de las grandes arterias cuando reciben el volumen sistólico o de inyección.
- Resistencia vascular: fuerza que se opone al flujo sanguíneo al disminuir el diámetro sobre todo de las arteriolas y que está controlada por el sistema nervioso autónomo.

- Volemia: volumen de sangre de todo el aparato circulatorio.
- Gasto cardiaco: determinada por la cantidad de sangre que bombea el corazón en una unidad de tiempo dada por la frecuencia con que se contrae el ventrículo izquierdo en un minuto.

La presión arterial tiene dos componentes:

Presión arterial sistólica: corresponde al valor máximo de la tensión arterial en sístole cuando el corazón late. Se refiere al efecto de presión que ejerce la sangre inyectada del corazón sobre las paredes del brazo (Gazitua, 2007).

Presión arterial diastólica: corresponde al valor mínimo de la tensión arterial cuando el corazón está en diástole o entre latidos cardiacos (Ilustración No.5).

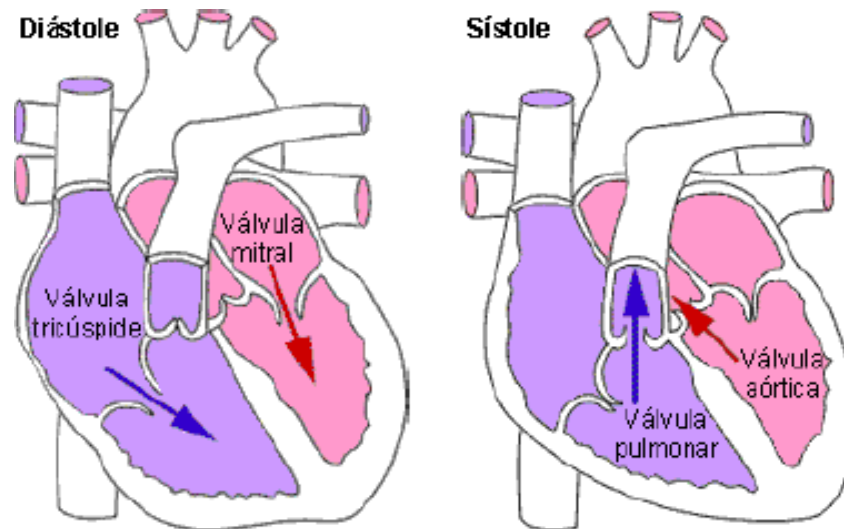


Ilustración 5. Presión diástole y sístole

Fuente: (Gazitua, 2007)

Existen tres tipos de medidores de presión:

- Esfigmomanómetro de mercurio, es el más exacto y menos expuesto a errores, para su uso se requiere de un fonendoscopio.
- Esfigmomanómetro de aire, es el más utilizado y también es preciso e igualmente necesita de un fonendoscopio.

- El aparato electrónico, se utiliza mucho para realizar el autocontrol, no necesita fonendoscopio porque lleva un detector de pulso incorporado, es de fácil manejo.

Niveles normales de presión arterial

Presión arterial normal, el nivel máximo de la presión arterial sistólica (máxima) está entre valores comprendidos de 120 – 129 mmHg (milímetros de mercurio) y la diastólica (mínima) está entre valores comprendidos de 80 – 84 mmHg. Valores incluso más bajos, también son considerados normales.

Presión normal-alta, los valores de la presión sistólica está entre valores comprendidos de 130 – 139 mmHg, mientras la diastólica está en valores de 80 – 89 mmHg

En personas diabéticas, los valores por encima de 140 – 85 mmHg son considerados igualmente altos.

Tensiómetro digital

Los tensiómetros digitales automáticos (Ilustración No.6) son exactamente lo mismo, por la salvedad de que son digitales y su funcionamiento es algo distinto, pero en definitiva es un instrumento preparado para medir la presión arterial de una forma exacta. Actualmente son los tensiómetros más populares del mercado gracias a su fácil y cómodo manejo.



Ilustración 6. Tensiómetro digital

Fuente: (Acosta & Cuimbra, 2017)

Funcionamiento de tensiómetro digital

Su funcionamiento se basa en el principio oscilométrico, paralizando la arteria y determinando la tensión máxima y mínima en función de las oscilaciones con una gran fiabilidad.

Su tecnología inteligente es capaz de dar lecturas de la presión arterial de manera precisa y su pantalla amplia permite la fácil lectura de las mediciones tanto alta (sistólica), como la baja (diastólica) y el número de pulsaciones.

Para realizar la medición basta pulsar el botón Start para encender la unidad y el manguito empezará a inflarse automáticamente, no requiriendo de ajuste previo, inflará lo necesario para cada medición.

3.2.2 FRECUENCIA CARDÍACA

La frecuencia cardiaca es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto (latidos por minuto). Para el correcto funcionamiento del organismo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos, pero además lo debe hacer a una determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia. Dada la importancia de este proceso, es normal que el corazón necesite en cada latido un alto consumo de energía (Valle, 2018).

El pulso a menudo se confunde con la frecuencia cardíaca, pero se refiere a las veces por minuto que se expanden y contraen las arterias en respuesta al bombeo del corazón.

La frecuencia del pulso es exactamente igual al latido del corazón, ya que las contracciones del corazón causan aumentos en la presión arterial, lo que provoca un incremento importante del pulso.

La medición del pulso es, por lo tanto, una medida directa de la frecuencia cardíaca.

Según (Lima, 2019) básicamente, cuanto más esfuerzo el corazón necesita hacer para mandar la sangre al cuerpo mayor será su esfuerzo y consecuentemente, mayor será la frecuencia cardíaca de esa persona. Y cuanto más eficiente sea cada latido del corazón, menor será la frecuencia cardíaca, por lo que lo ideal es que los latidos del corazón sean siempre más bajos, pero no pueden ser muy bajos porque esto no permite que la sangre llegue a todo el cuerpo, por lo que existe una frecuencia cardíaca ideal que varía según la edad (Tabla No.1).

A pesar de que el ritmo cardíaco normal es de hasta 100 lat/min, en una taquicardia el corazón puede latir hasta 400 veces por minuto, siendo una situación de riesgo. El ritmo cardíaco es un indicador importante del estado de salud.

Tabla 1. Valores normales frecuencia cardiaca

Edad	Pulsaciones por minuto
Recién nacido	120-170
Lactante menor	120-160
Lactante mayor	110-130
Niños de 2 a 4 años	100-120
Niños de 6 a 8 años	100-115
Adulto	60-80

Fuente: (Penagos, Zalazar, & Vera, 2018)

¿Que altera la frecuencia cardíaca?

Los principales factores que alteran la frecuencia cardíaca están citados a continuación:

- Por encima de 100 lat/min: no en todos los casos el aumento de los latidos cardíacos es causado por alguna situación preocupante. El corazón puede latir más fuerte o acelerado en situaciones diarias como:
 - Emociones fuertes
 - Ataques de pánico o de ansiedad
 - Relación sexual
 - Fiebre
 - Práctica de ejercicios
 - Realización de algún esfuerzo

- Uso de medicamentos
- Presión arterial alta
- Ingestión de grandes cantidades de alcohol o cafeína
- Padecimiento de alguna enfermedad cardíaca como insuficiencia cardíaca o enfermedad valvular cardíaca, así como de otras enfermedades como aterosclerosis o hipertensión
- Por debajo de 60 lat/min: Los latidos cardíacos inferiores a 60 latidos por minuto pueden ocurrir debido a la vejez o ser apenas un efecto secundario de ciertos medicamentos para el corazón. Sin embargo, la FC baja también puede indicar problemas cardíacos como bloqueo cardíaco o disfunción del nódulo sinusal principalmente si va acompañada de mareos, cansancio o falta de aire. Por lo tanto, si la persona tiene el ritmo cardíaco débil debe consultar a un cardiólogo para hacer exámenes al corazón, identificar la causa e iniciar el tratamiento, si es necesario.

Medición de frecuencia cardíaca

Para medir la frecuencia cardíaca puede colocar el dedo índice y el medio en la parte lateral del cuello donde se puede sentir los latidos cardíacos y contar cuántas pulsaciones se sienten durante 1 minuto.

El cálculo también puede realizarse contando los latidos hasta 15 segundos y multiplicar el resultado por 4. Otra forma más fidedigna es utilizar un pequeño aparato llamado medidor de frecuencia cardíaca que se coloca en el dedo, o utilizar relojes especiales que miden la FC.

Además de esto, otra forma de medir la frecuencia cardíaca es con un pulsómetro, es un dispositivo en forma de pulsera que se coloca en la muñeca, siendo utilizado principalmente por deportistas. Estos productos pueden comprarse en las tiendas de productos médicos o de deporte.

Pulsómetro

Este dispositivo es también conocido como monitor de frecuencia cardíaca, pero hoy en día es mucho más que eso, ya que nos ayudará a controlar hasta intensidad del entrenamiento, nos dará

información de las calorías quemadas e incluso nos ofrecerá motivación extra en entrenamientos diarios (Garmin, 2020).

En la actualidad nos podemos encontrar con distintos formatos de pulsómetros como son:

- Las bandas elásticas de frecuencia cardíaca que se colocan alrededor del pecho y nos miden nuestras pulsaciones mientras corremos (Ilustración No.7).
- Los brazaletes de frecuencia cardíaca, que al igual que las bandas, son cintas elásticas que se colocan en el brazo para medir nuestras pulsaciones.
- Los relojes que contienen sensores ópticos bajo la caja del reloj.



Ilustración 7. Pulsómetro de pecho

Fuente: (Garmin, 2020)

3.2.3 SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

Los glóbulos rojos contienen hemoglobina. Una molécula de hemoglobina puede transportar hasta cuatro moléculas de oxígeno luego de lo cual se dice que está saturada con oxígeno.

Si todos los lugares de unión con la hemoglobina están transportando oxígeno, se dice que la hemoglobina tiene una saturación de 100%. La mayoría de la hemoglobina en sangre se combina con el oxígeno durante el pasaje por los pulmones. Un individuo sano con pulmones normales, respirando aire al nivel del mar, tendrá una saturación de sangre arterial 95-100%. (Organización mundial de salud, 2010).

La sangre arterial luce rojo brillante mientras la venosa se ve como roja oscura. La diferencia de color es debida a la diferencia de en la saturación de la hemoglobina. Cuando los pacientes están bien saturados, su labio y su lengua tienen color rosado; cuando están desaturados, tienen color azul.

El pulsioxímetro

Un pulsioxímetro (Ilustración No.8) consiste en un monitor que contiene las baterías, pantalla y un sensor que detecta el pulso. Durante el uso el monitor actualiza sus cálculos regularmente para dar una lectura inmediata de la saturación de oxígeno y frecuencia de pulso. El indicador de pulso es continuamente mostrado para dar información sobre la circulación. Los cambios audibles de la señal auditiva se correlacionan con el valor con el valor de la saturación de oxígeno. El sonido es menos agudo a medida que la saturación cae y aumenta cuando se recupera, esto le permite a usted los cambios (Lozano, 2017).



Ilustración 8. Pulsioxímetro digital

Fuente: (Lozano, 2017)

3.2.4 TEMPERATURA CORPORAL (TC)

La temperatura corporal (TC) se define como el grado de calor conservado por el equilibrio entre el calor generado (termogénesis) y el calor perdido (termólisis) por el organismo. 36, 37, 38 Factores que afectan la termogénesis: 1. Tasa metabólica basal 2. Actividad muscular 3. Adrenalina, noradrenalina y estimulación simpática 4. Producción de tiroxina. Factores que afectan

la termólisis: 1. Conducción 2. Convección 3. Evaporación. El centro termorregulador está situado en el hipotálamo. Cuando la TC sobrepasa el nivel normal se activan mecanismos como la vasodilatación, hiperventilación y sudoración que promueven la pérdida de calor. Si por el contrario, la TC cae por debajo del nivel normal (Ilustración No.9) se activan otros procesos como aumento del metabolismo y contracciones espasmódicas que producen los escalofríos y generan calor. La TC normal, de acuerdo a la Asociación Médica Americana (AMA), oscila entre 36,5° y 37,2° C. (Villegas Gonzales, Villegas Arenas, & Villegas Gonzales, 2012).

Tabla 2. Valores normales de temperatura

Edad	Grados centígrados
Recién nacido	36.1-37.7
Lactante	37.2
Niños de 2 a 8 años	37.0
Adulto	36.0-37.0

Fuente: (Penagos, Zalazar, & Vera, 2018)

El termómetro

La TC se mide a través de un termómetro clínico; éstos han evolucionado principalmente desde que se empezaron a fabricar los termómetros electrónicos digitales y se han minimizado los riesgos del contacto con el mercurio. El termómetro convencional axilar es de extremo alargado y el rectal es corto y redondeado. Los termómetros digitales (Ilustración No.9) poseen una pantalla de lectura, incorporan un microchip que actúa en un circuito electrónico y es sensible a los cambios de temperatura ofreciendo lectura directa de la misma en más o menos en 60 segundos. Un termómetro especializado de reciente aplicación es el termómetro de oído digital electrónico, que trabaja con una pila de litio y tiene pantalla de lectura. Mide la temperatura mediante la detección en el conducto auditivo de los rayos infrarrojos que emiten los órganos internos. De más popularidad está el termómetro de contacto con la piel con tecnología similar al anterior. Estima la temperatura colocándolo en la frente con un tiempo de lectura de 5 segundos.



Ilustración 9. Termómetro digital

Fuente: (Acosta & Cuimbra, 2017)

3.3 PESO Y ALTURA EN HUMANOS

La importancia de las mediciones de la talla y el peso, como medidas de la dimensión corporal de un individuo, son de gran importancia porque reflejan su composición corporal. Es decir que cuando se miden las dimensiones corporales por, con dos parámetros básicos como peso y la talla, éstas reflejan la composición corporal de manera global. De allí la importancia de su correcta y estricta medición, pues es una forma indirecta pero precisa de informar sobre el estado de un individuo.

Peso

Es una medida de la masa corporal total de un individuo. La medición del peso refleja el crecimiento de los tejidos corporales como un todo, informa sobre el tamaño corporal total, es la medida más sensible de crecimiento, refleja tempranamente las variaciones en la ingesta de alimentos y la influencia en el estado nutricional de factores externos agudos, como enfermedades. A diferencia de la talla puede recuperarse, cuando mejora la ingesta o se elimina la situación aguda que lo afecta (Universidad de los Andes , 2010).

Talla o longitud

Es una medida del tamaño de un individuo. Indica el crecimiento lineal, representa el crecimiento esquelético. Es una medida poco sensible de las situaciones de corto plazo, que refleja la situación nutricional de los individuos en el mediano y largo plazo. A diferencia del peso no se recupera y

los centímetros de talla perdidos no son nuevamente incrementados por los individuos. Es por esto que está asociada a una medida de la historia nutricional de las personas.

Para que las mediciones de peso, talla y/o longitud sean de utilidad, es preciso que sean tomadas y registradas cuidadosamente, de lo contrario no podrán ser utilizadas como elemento predictivo. Los datos básicos para evaluar el estado nutricional del niño son: sexo, edad, peso, talla y/o longitud (INE, 2014).

Peso Ideal según compleción

Altura	Mujeres						Hombres					
	Pequeña		Mediana		Grande		Pequeño		Mediano		Grande	
	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.
1.50	46.0	47.2	46.1	50.6	47.2	52.9	45.0	50.2	48.4	55.4	50.6	56.2
1.52	46.2	48.5	47.4	52.0	48.5	54.3	46.2	51.5	49.7	56.9	52.0	57.8
1.54	47.4	49.8	48.6	53.4	49.8	55.7	47.4	52.9	51.0	58.4	53.4	59.3
1.56	48.7	51.1	49.9	54.8	51.1	57.2	48.7	54.3	52.3	59.9	54.8	60.8
1.58	49.9	52.4	51.2	56.2	52.4	58.7	49.9	55.7	53.7	61.5	56.2	62.4
1.60	51.2	53.8	52.5	57.6	53.8	60.2	51.2	57.1	55.0	63.0	57.6	64.0
1.62	52.5	55.1	53.8	59.0	55.1	61.7	52.5	58.5	56.4	64.6	59.0	65.6
1.64	53.8	56.5	55.1	60.5	56.5	63.2	53.8	60.0	57.8	66.2	60.5	67.2
1.66	55.1	57.9	56.5	62.0	57.9	64.8	55.1	61.4	59.2	67.8	62.0	68.9
1.68	56.4	59.3	57.9	63.5	59.3	66.3	56.4	62.9	60.7	69.5	63.5	70.6
1.70	57.8	60.7	59.2	65.0	60.7	67.9	57.8	64.4	62.1	71.2	65.0	72.3
1.72	59.2	62.1	60.6	66.6	62.1	69.5	59.2	66.0	63.6	72.8	66.6	74.0
1.74	60.6	63.6	62.1	68.1	63.6	71.1	60.6	67.5	65.1	74.5	68.1	75.7
1.76	62.0	65.0	63.5	69.7	65.0	72.8	62.0	69.1	66.6	76.3	69.7	77.4
1.78	63.4	66.5	65.0	71.3	66.5	74.5	63.4	70.7	68.1	78.0	71.3	79.2
1.80	64.8	68.0	66.4	72.9	68.0	76.1	64.8	72.3	69.7	79.8	72.9	81.0
1.82	66.2	69.6	67.9	74.5	69.6	77.8	66.2	73.9	71.2	81.6	74.5	82.8
1.84	67.7	71.1	69.4	76.2	71.1	79.6	67.7	75.5	72.8	83.4	76.2	84.6
1.86	69.2	72.7	70.9	77.8	72.7	81.3	69.2	77.1	74.4	85.2	77.8	86.5
1.88	70.7	74.2	72.5	79.5	74.2	83.1	70.7	78.8	76.0	87.0	79.5	88.4
1.90	72.2	75.8	74.0	81.2	75.8	84.8	72.2	80.5	77.6	88.9	81.2	90.3
1.92	73.7	77.4	75.6	82.9	77.4	86.6	73.7	82.2	79.3	90.8	82.9	92.2
1.94	75.3	79.0	77.2	84.7	79.0	88.4	75.3	83.9	80.9	92.7	84.7	94.1

Ilustración 10. Peso y altura ideal

Fuente: (INE, 2014)

3.3.1 BALANZA DIGITAL

Dispositivo electrónico empleado en hogares, laboratorios, empresas e industrias para determinar el peso o la masa (debido a la relación que existe entre ambas magnitudes) de un objeto o sustancia; también puede denominarse báscula en algunos casos (Ibanez, 2013).

Utiliza un sensor para conocer el valor del peso que se deposita. El mismo envía distintas señales eléctricas en función del peso, señales que serán digitalizadas y decodificadas por un pequeño procesador. El valor resultante será mostrado en una pequeña pantalla LCD. Es por ello que este tipo de elementos necesitan electricidad para su funcionamiento. Si la balanza está calibrada, la exactitud puede ser muy aguda, hecho que hace de este tipo de elementos muy valiosos para distintos ámbitos posibles de trabajo.



Ilustración 11. Balanza digital

Fuente: (INE, 2014)

Condiciones que debe de cumplir una balanza

- Debe ser exacta: en equilibrio (fiel en el centro de la escala), el peso de un cuerpo colocado en un platillo debe ser igual al del cuerpo colocado en el otro.
- Debe ser fiel: colocando la misma cantidad varias veces indica siempre el mismo resultado.
- Debe ser estable: debe volver a la posición inicial después de haber oscilado.
- Debe ser sensible: es tanto más sensible, cuanto menor es la diferencia mínima de peso que puede apreciar. Se fabrican con la mínima fricción de las partes móviles.
- Debe tener un periodo de oscilación corto: suelen tener un sistema de amortiguación para disminuir los tiempos de espera

3.3.2 TALLÍMETRO

El tallímetro o estadiómetro es el nombre que recibe el instrumento utilizado para hacer mediciones de talla en personas en su plano sagital (verticalidad), por el que se desliza una plataforma horizontal que al hacer contacto con la parte más alta de nuestro cuerpo, el córtex, y nos arroja como resultado la talla en centímetros de la persona medida con una precisión de más o menos 1 milímetro (Avila & Gonzales , 2017).

Para tomar la medida de la talla con un tallímetro, es fundamental que el paciente permanezca de pie y con la espalda recta, por lo que debe quedar en contacto la tabla vertical del tallímetro con los glúteos y con la escápula; o al menos estará en contacto con alguno de los dos (glúteos o escápula). El paciente debe estar completamente estirado durante la medición.

También es importante que el paciente esté descalzo, con los talones juntos y sobre la marca del tallímetro destinada a poner los pies durante la medición o apoyados sobre el tope posterior.



Ilustración 12. Tallímetro digital

Fuente: (Avila & Gonzales , 2017)

Para realizar una medición con un tallímetro tanto en niños y niñas como en personas adultas, se necesitara que esta, se sitúe de pie, con la espalda recta, tocando la tabla vertical o en su defecto la pared, tanto glúteos como escápulas, descalzo, con los talones juntos, si la hay, los pies sobre su respectiva marca con ese fin y a la vez estos, formando un ángulo de aproximadamente 50 y permanecer completamente estirado, durante el momento de la medición.

3.4 SENSOR UTILIZADO PARA MEDIR SV EN HUMANOS

Los sensores utilizados para medir signos vitales de forma no invasiva en la actualidad se basan en la oximetría de pulso, que se fundamenta en la espectrofotometría y la pletismografía. La espectrofotometría, permite calcular la concentración de una sustancia en solución, a partir de su absorción óptica, a una longitud de onda determinada; y la pletismografía, permite medir los cambios en el flujo sanguíneo o el volumen de aire en diferentes partes del cuerpo. La oximetría de pulso se ha convertido en un instrumento indispensable en la atención de pacientes. Incorporada en nuestro medio pero sin un proceso de capacitación paralelo y al parecer existen vacíos en el conocimiento del mecanismo de funcionamiento, sus limitaciones y aplicaciones en pediatría; situaciones que abordamos más adelante (Cilio & Herrera, 2013).

Funcionamiento de los sensores para oximetría de pulso

La sustancia que se está analizando se ilumina y se mide la absorción de luz de longitud de onda específicas, al pasar por un lecho vascular arterial pulsátil y a partir de esas medidas se calcula la concentración de oxígeno. Dicha técnica analítica también establece que para analizar dos sustancias en solución se necesitan, como mínimo, dos longitudes de onda (Mejía, 2012).

En el caso de la sangre, hay dos sustancias a la oxigenación que son: la hemoglobina reducida y la oxihemoglobina. Como son dos, los oxímetros requieren de mínimo dos longitudes de onda: típicamente una roja e infrarroja. Esto conlleva a que la luz tiene que atravesar a parte de la sangre oxigenada (arterial) y la reducida (venosa), otros tejidos, como huesos, uñas y la piel como se puede observar (Ilustración No.13).

La forma de medir la pulsioximetría SaO₂ mediante la pulsioximetría está basada en los principios que rigen la absorción de la luz por la sangre arterial de un vaso pulsátil, de manera que cuando

la hemoglobina reducida no está oxigenada, esta absorbe más luz roja (600 a 750 nm), y cuando lo está, la absorberá en la región infrarroja (850 a 1000nm).

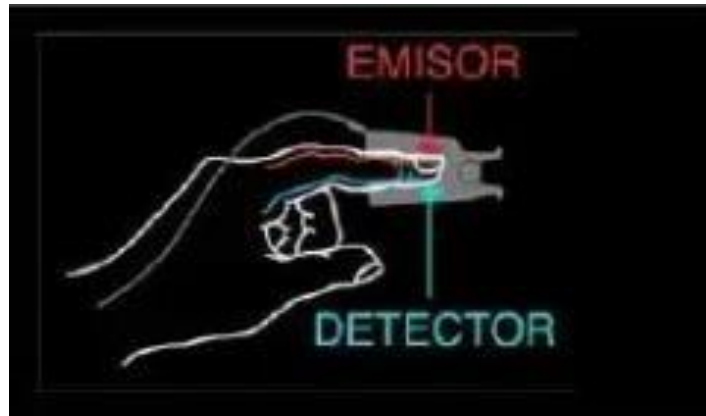


Ilustración 13. Transmisión de la luz a través de un dedo donde A sangre arteria, V sangre vena y T tejidos

Fuente: (Mejia, 2012)

Sensor para oximetría de pulso

La medida de la SpO₂ se lleva a cabo ópticamente mediante un haz de luz que es enviado desde una fuente de luz infrarroja, y es recogida por un detector fotosensible, colocado habitualmente en el dedo de la mano como se observa (Ilustración No.14).

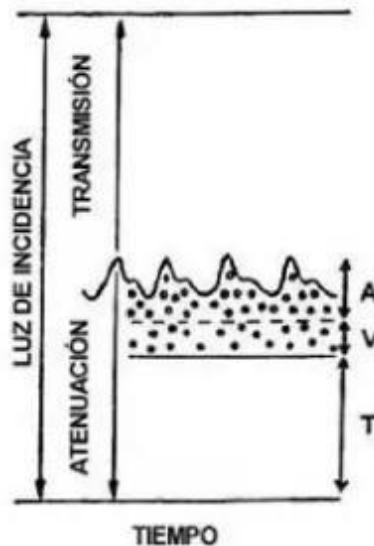


Ilustración 14. Sensor de oximetría

Fuente: (Mejia, 2012)

Sin embargo, existían dos problemas técnicos que impedían una correcta estimación de la saturación arterial de la hemoglobina reducida cuando se medía a través de tejidos vivos:

- Existen otras partes de los tejidos que también absorben la luz además de la hemoglobina reducida
- Los tejidos vivos no contienen sólo sangre arterial sino también capilar y venosa, esta última transportando hemoglobina reducida.

3.5 SENSORES UTILIZADOS PARA MEDIR PESO Y ALTURA

3.5.1 SENSORES CELDAS DE CARGA

Actualmente, las celdas de carga (Ilustración No.15) son utilizadas en diferentes lugares, desde el uso de una báscula para pesar frutas y verduras de los mercados, hasta básculas para medir el peso de alguna persona o la de un transporte público, industrial, etc. Dentro de la industria, las celdas de carga es el corazón de una máquina mecánica universal, gracias a los diferentes resultados altamente seguros, rápidos y precisos. En el consumo de las celdas de carga y sus aplicaciones a sus diferentes sistemas de pesaje y esfuerzo, ha transformado totalmente el mundo industrial y ha revolucionado con esta nueva herramienta de sensores de peso digitales, que ha dado un gran beneficio de la gran cantidad de usuarios a nivel comercial, industrial y personal que requieren una mayor precisión y obtener más confiabilidad en las operaciones que procesan.



Ilustración 15. Celdas de carga

Fuente: (Roque, 2015)

Una celda de carga es un transductor utilizado para convertir una fuerza en una señal eléctrica, esta conversión empieza desde un dispositivo mecánico, eso quiere decir, que la fuerza que se desea medir, deforma la galga extensiométrica, y por medio de los medidores de deformación (galgas) obtendremos una señal eléctrica con la cual podremos obtener el valor de la fuerza (Roque, 2015).

Una galga extensiométrica (Ilustración No.16) es un sensor que mide la deformación, presión, carga, par, posición, etc. Las celdas de carga pueden convertir la carga que actúa sobre ellos en señales eléctricas, en la medición son realizados con pequeños patrones de resistencia que son utilizados como indicadores de tensión con eficiencias, a los cuales son llamados como medidores. Estos medidores están unidos a un elemento estructural que se deforma cuando se aplica peso, a la vez, deformando el indicador de tensión. Al momento de deformación la resistencia aplica un cambio en proporción a la carga

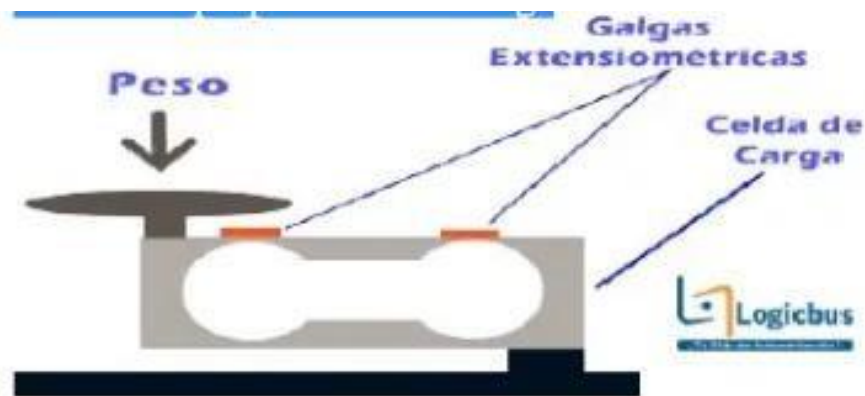


Ilustración 16. Galgas extensiométricas

Fuente: (Roque, 2015)

Usos de las celdas de carga

Como se ha mencionado, la celda de carga se usa en básculas electrónicas. Seguramente se tiene una báscula digital en el cuarto de baño para pesarte. En ella hay una celda de carga calibrada para el rango de pesos de una persona. Las celdas también se usan en básculas electrónicas para pesar camiones en las carreteras. Aquellos sitios donde los camiones deben pasar para verificar que no están excediendo el límite de carga de las carreteras nacionales

Tipo de celdas de carga

En la actualidad, existen en el mercado una muy amplia variedad de celdas de carga, las cuales pueden variar en formas, tamaño, material, entre otras cosas. Seleccionar el tipo de celda de carga adecuado para las aplicaciones es una tarea crítica ya que cada celda ofrece sus propios atributos únicos. A continuación, se mencionará lo diferentes tipos de celda y su uso que existen actualmente:

- Celda de carga pancake: estas celdas se usan comúnmente en proyectos que se requiera de alta precisión y son menos sensibles a las condiciones de carga.
- Celdas de carga S Beam: es uno de los tipos más populares, su diseño fue creado para aplicaciones en línea para convertir escala mecánica a digital.
- Botón de carga: está diseñado para la compresión y son muy conocidas por su pequeño tamaño de paquete, son utilizados en espacios estrechos y limitados.
- Celda de carga de un solo punto: está diseñada para procesar aplicaciones que requieren plataformas de control de peso, generalmente en el tipo de pequeña escala

3.5.2 SENSORES ULTRASÓNICOS

El sensor de ultrasonidos se enmarca dentro de los sensores para medir distancias o superar obstáculos, entre otras posibles funciones. El concepto básico, es siempre el mismo, sabiendo a qué velocidad viaja el sonido, si emitimos un pulso sónico corto y escuchamos cuanto tiempo tarda en regresar el eco podemos calcular la distancia a la que se encuentra el objeto en el que ha rebotado la señal (Maradiaga, 2015).

Los sensores ultrasónicos son sonidos con frecuencias mayores a 20KHz. El funcionamiento básico de los ultrasónicos como medidores de distancia se muestra a continuación (Ilustración No.17). Donde se tiene un transmisor que envía una señal ultrasónica y esta a su vez se refleja sobre un determinado objeto y la reflexión es detectada por un receptor. La mayoría de los sensores ultrasónicos de bajo costo se basan en la emisión de un pulso cuyo lóbulo o campo de acción, es de forma cónica

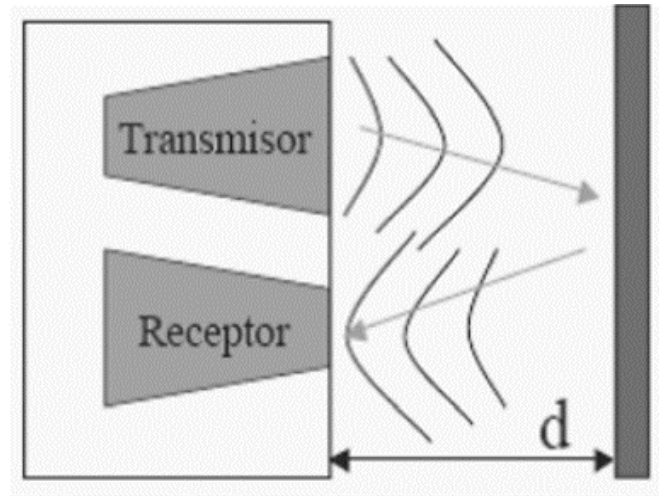


Ilustración 17. Funcionamiento de sensor ultrasónico

Fuente: (Jimenez & Navarrete, 2011)

La ráfaga viaja a través del aire, choca con un objeto y luego rebota hacia el sensor. El sensor PING provee un pulso de salida al microcontrolador, que inicia cuando la ráfaga es enviada y termina cuando el eco es detectado, de ahí que la longitud del pulso corresponda con la distancia al objeto (Jimenez & Navarrete, 2011).

Problemas con los sensores ultrasónicos

A pesar de que su funcionamiento parece muy sencillo, existen factores inherentes tanto a los ultrasónicos como al mundo real, entre los diversos factores que alteran las lecturas que se realizan con los sensores ultrasónicos cabe destacar:

El patrón de radiación del pulso que se emite desde un transductor ultrasónico tiene forma cónica continuación (Ilustración No.18) El eco que se recibe como respuesta a la reflexión del sonido indica la presencia del objeto más cercano que se encuentra dentro del cono acústico y no especifica en ningún momento la localización angular del mismo.

Además de los problemas señalados, se menciona algunos puntos que pueden ser problemáticos al momento de diseñar un sistema de proximidad ultrasónico:

- La posición real del objeto es desconocida fuera del cono.
- Reflejos especulares: la dirección del reflejo depende del ángulo de incidencia.

- Cuando menor sea el ángulo, mayor es la probabilidad de perderse y producir falsas medidas de gran longitud.
- Las superficies pulidas agravan el problema; las rugosas producen reflejos que llegan antes.

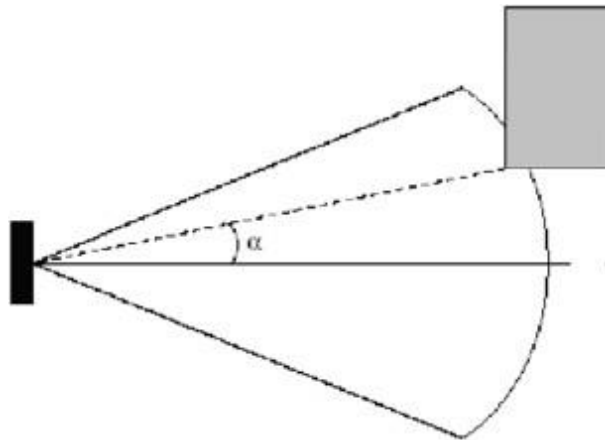


Ilustración 18. Onda cónica de un sensor ultrasónico

Fuente: (Jimenez & Navarrete, 2011)

Criterios al seleccionar un sensor ultrasónico

A seleccionar un sensor para una aplicación en particular hay que considerar varios factores:

- Definir el propósito de la aplicación
- El rango de medición que se requiere
- El tipo de salida que se requiere del sensor, lo cual determinara las condiciones de acondicionamiento de la señal, a fin de contar con señales de salida idóneas para la medición.

IV. METODOLOGÍA

4.1 ENFOQUE

El proyecto se basó en la elaboración y diseño de un prototipo capaz de medir signos vitales en humanos. El modelo realizado cuenta con un enfoque cuantitativo y un enfoque de desarrollo tecnológico. Al mencionar aspectos cuantitativos se hace referencia a los niveles de temperatura, frecuencia cardiaca, presión arterial, saturación de oxígeno en sangre también se incluyó la medición de altura y peso; como el almacenamiento de todos estos valores en una base de datos. También al mencionar aspectos de desarrollo tecnológico se trató de hacer un nuevo aporte tecnológico el cual beneficia a muchas personas.

4.2 VARIABLE DE INVESTIGACIÓN

- Signos vitales medidos en el cuerpo humano

El prototipo fue diseñado para la medición de los principales SV que determinan el estado de salud de una persona. Se realizaron entrevistas a médicos para validar si los SV que se tomaron en cuenta son importantes y se recibió asesoría de ingenieros biomédicos expertos en sensores capaces de medir dichos parámetros y fue necesario validar la información brindada por los médicos y por los ingenieros por investigaciones brindadas por la OMS y OPS.

- Sensores

Los sensores que se decidieron utilizar en el prototipo se escogieron en base a parámetros físicos tales como la dimensión y facilidad de uso para los usuarios, así como también factores como el protocolo de comunicación del sensor para su compatibilidad con el microcontrolador, sensibilidad, precisión, resolución, rapidez de respuesta y repetitividad.

- Diseño de silla

Se decidió por colocar todos los sensores en un objeto tipo silla debido a que la posición que toma el cuerpo humano al estar sentado es muy familiar ya que se pasa mucho tiempo al día en esta posición, fue necesario tomar en cuenta la forma de sentarse de la mayoría de las personas para la colocación óptima de los diversos sensores utilizados en el prototipo.

- Diseño eléctrico

El prototipo se diseñó para funcionar con una alimentación eléctrica proveniente de en lugares que posean tomacorrientes bajo la normativa NEMA 5-15R, que poseen la mayoría de los hogares de los hondureños. Debido a que todos los sensores utilizados en el prototipo funcionan con corriente directa 5v se implementó un rectificador de voltaje que transforme la energía AC a DC y un regulador de voltaje para alimentar todo lo electrónico con 5v DC.

- Diseño de interfaz gráfica para la visualización de datos

El monitoreo de los datos obtenidos por los sensores debe ser en tiempo real, con una interfaz gráfica amigable para el usuario ya que antes de proceder a realizar la medición de signos vitales la interfaz es la encargada de mostrarle al usuario como proceder a colocar su cuerpo en los diferentes sensores para que la toma de datos sea precisa.

4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

- Raspbian: es el sistema operativo utilizado especialmente en Raspberry pi, con la cual es posible la configuración de la tarjeta y también la instalación de librerías para el mismo uso, sobre todo la más importante la compilación de los códigos de programas a ejecutar, para su correcto uso es necesario tener conocimiento de programación en Python.
- Solidworks: es un software de diseño CAD 3D (diseño asistido por computadora) para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D. Sus productos ofrecen la posibilidad de crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño, para su correcto manejo tener conocimiento previo al CAD de simulación Solidworks.
- IDE de arduino: el software permite la compilación, creación y edición de códigos con la extensión .ino en una tarjeta Arduino, requiere conocimiento de lenguaje de programación C++.
- Módulo de oximetría de pulso SPO-2000: es el modulo utilizado para verificar la medición de los sensores este en rangos aceptables enviando frecuencias de pulsos calibradas, para su uso es necesario saber cómo calibrar y conectar el equipo de manera correcta y no dañarlo.

4.4 MATERIALES

- Transmisor de celda de carga HX711: este módulo se utilizó como una interface entre las celdas de carga y el microcontrolador, permitiendo poder leer el peso de manera sencilla. Internamente se encarga de la lectura del puente Wheastone formado por la celda de carga, convirtiendo la lectura analógica a digital con su conversor A/D interno de 24 bits.
- Celdas de carga de 50 kg: se utilizaron cuatro de celdas de carga de 50 kg, estas se utilizaron para medir el peso de una persona.
- Sensor ultrasónico HC-SR04: fue utilizado para la medición de altura ya que este sensor permite la medición de distancia utilizando ultrasonido para determinar la distancia de un objeto en un rango de 2-450 cm.
- Sensor MAX30105: fue utilizado para la medición de ritmo cardiaco, temperatura, nivel de saturación de oxígeno en sangre y pulso.
- Raspberry Pi 3 model B+: fue utilizado como microcontrolador, realizando la comunicación con todos los sensores y obteniendo los datos de los mismos.
- Arduino mega 2560: fue utilizado para la realización de pruebas individuales a cada uno de los sensores utilizados en el prototipo gracias a su facilidad de uso.
- Memoria microSD de 32GB: es donde se instaló el sistema operativo Raspbian para la Raspberry Pi 3 model B+.
- Cable awg 28 hembra-hembra para Protoboard: se utilizaron para la conducción de la electricidad y las señales provenientes de los sensores.
- Conector nema 5-15P: se utilizó para la alimentación eléctrica principal del prototipo.
- Cargador de fuente de alimentación 110Vac – 5Vdc: Se utilizó para la convertir los 110Vac a 5Vdc para la alimentación eléctrica del microcontrolador.

Tabla 3. Materiales y costos

Elemento	Fuente	Cantidad	Precio unitario (USD.)	Precio unitario (LPS.)	Costo total (USD.)	Costo total (LPS.)
Transmisor de celda de carga HX711	Comercial	1	\$1.15	L 27.74	\$1.15	L 27.74
celda de carga 50kg	Comercial	4	\$1.99	L 48.01	\$7.99	L 192.76
Sensor ultrasónico HC-SR04	Comercial	1	\$4.23	L 102.05	\$4.23	L 102.05
Sensor MAX30105	Comercial	1	\$16.95	L 408.92	\$16.95	L 408.92
Raspberry Pi 3 model B+	Comercial	1	\$34.98	L 843.89	\$34.98	L 843.89
Arduino mega 2560	Comercial	1	\$18.99	L 458.13	\$18.99	L 458.13
Memoria microSD de 32GB	Comercial	1	\$12.41	L 299.39	\$12.41	L 299.39
Cable awg 28 hembra-hembra	Comercial	1	\$6.98	L 168.39	\$6.98	L 168.39
Conector nema 5-5P	Comercial	1	\$5.29	L 131.71	\$5.29	L 131.71

4.5 PRUEBAS EXPERIMENTALES

Fue necesario realizar las correspondientes pruebas a los sensores utilizados (HC-SR04, MAX3015, celdas de carga de 50kg) debido a que se necesitaba un margen de error bajo en las mediciones con el fin de obtener valores más exactos, es por ello que se realizaron las pruebas tomando en cuenta valores iniciales y condiciones estables para cada sensor.

- Para el sensor de altura HC-SR04: se realizó cinco mediciones en unidades de centímetros a personas de diferentes estaturas, el cual primero se hizo de forma manual utilizando una cinta métrica, al tener estas mediciones fueron medidos las mismas personas, pero haciendo uso del sensor HC-SR04 se hizo una comparativa de valores y se calculó el margen de error al medir. Según (Elec freaks , 2018), para sus valores iniciales solo necesita suministrar un breve 10uS pulsos la entrada del disparador para iniciar el rango, y luego el módulo enviará una ráfaga de 8 ciclos de ultrasonido a 40 kHz y eleva su eco. El eco es un objeto de distancia que es ancho de pulso y el rango en proporción calcula el rango a través del intervalo de tiempo entre el envío de la señal de activación y recibiendo señal de eco.
- En el caso de las celdas de carga de 50kg: se tomó medición a 5 personas usando unidades en kilogramos, de la misma forma que al sensor de altura se realizó primero toma de valores con ayuda de una balanza digital y luego con las celdas de carga comparando el margen de error Cabe destacar que para poder usar las celdas de carga fue necesario la compra de módulo de transmisor de celdas de carga HX711 el cual fue útil para convertir señales análogas a digitales. Dentro de los valores iniciales es fundamental calibrar dicho sensor. Según (Rafael & Ponce, 2018), lo primero que se debe de hacer es calibrar, que es básicamente encontrar el valor de la escala que se usará; es decir encontrar el factor de conversión para convertir valor de lectura en un valor con unidades de peso. La escala es diferente para cada celda y cambia de acuerdo a la forma de instalar, al peso máximo o modelo de celda de carga, incluso así se trate del mismo modelo de celdas no necesariamente tienen el mismo valor de escala. Primero se necesitó conseguir un objeto con peso conocido, en otras palabras, se debía saber el peso real del objeto. Se recomienda que el peso conocido sea cercano al valor máximo del rango.

de trabajo de la celda de carga. En nuestro caso usaremos un peso de 40Kg pues nuestra celda es de 5Kg.

- El sensor MAX30105 una vez hecha la programación para los SV a medir (ritmo cardiaco, temperatura, nivel de saturación de oxígeno en sangre y pulso) se tuvo que acudir hacer uso del módulo de oximetría de pulso SPO-2000 el cual cuenta con varios rangos de pulsos ajustables dando valores cercanos a cualquier máquina de uso médico.

4.6 METODOLOGÍA DE ESTUDIO

4.6.1 ANÁLISIS DE PROYECTOS TECNOLÓGICOS RELACIONADOS CON LA MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES EN HUMANOS

Para lograr el desarrollo de un prototipo capaz de brindar soluciones efectivas es necesario la investigación de proyectos relacionados, es por esto que se indago sobre proyectos que se han realizado para la medición de SV para poder determinar la viabilidad del proyecto, se consultó en varias fuentes como patentes, tesis universitarias, artículos científicos, páginas web y entrevistas a profesionales en el tema. Con toda la información recopilada por todas estas fuentes fue definido en marco teórico en la sección 3.1 el cual cuenta con toda la documentación necesaria para poder llevar a cabo el proyecto.

4.6.2 DETERMINACIÓN DE SIGNOS VITALES A MEDIR

Fue necesario definir que SV son los más importantes para el monitoreo continuo. Son muchos los SV, en realidad en ellos están incluidos otros como la actividad cerebral, el gasto urinario, etc.; pero se abordan los convencionales o sea aquellos que son susceptibles de valorar al pie del paciente y con equipos muy sencillos, además porque su variación es muy rápida en relación con los cambios fisiológicos o patológicos. La investigación realizada puntualizo que para una persona determinar el estado de salud de una persona se deben determinar cuatro parámetros: pulso, presión arterial, respiración y temperatura. Es necesario aclarar que todos los SV y demás parámetros a medir son en humanos.

También es importante tener en cuenta que los SV normales cambian de un individuo a otro y en el mismo ser en diferentes momentos del día; pero también por las variables a referenciar más adelante. Cualquier alteración de los valores normales, orienta hacia un mal funcionamiento orgánico y por ende se debe sospechar de un estado mórbido. De la mano de una adecuada función respiratoria y circulatoria, ha ganado espacio la cuantificación de la saturación de oxígeno por medio de la oximetría (OXM) que se basa en los principios fisiológicos de que la hemoglobina oxigenada y desoxigenada tienen diferente espectro de absorción y permite dar una rápida pero beneficiosa idea de la calidad de perfusión de oxígeno a los tejidos (Villegas Gonzales, Villegas Arenas, & Villegas Gonzales, 2012).

Para lograr que el prototipo sea más completo se decidió por implementar medir dos variables más que son: peso y altura en humanos.

EL monitoreo del peso corporal de una persona ya que, según la OMS, la mayoría de la población mundial vive en países donde el sobrepeso y la obesidad se cobran más vidas de personas que la insuficiencia ponderal. En 2016 había más de 340 millones de niños y adolescentes (de 5 a 19 años) con sobrepeso u obesidad. La obesidad puede prevenirse y para esto es necesario saber el peso. Para medir el peso se optó por usar cuatro celdas de carga de 50kg cada una, logrando medir un total máximo de 200 kg.

La medición de altura en pacientes es importante para medir el grado de obesidad de una persona, según la OMS El índice de masa corporal (IMC) se determina tomando el peso en kilogramos dividido por el cuadrado de la talla en metros (kg/m²) es un índice utilizado frecuentemente para clasificar el sobrepeso y la obesidad en adultos. La OMS define el sobrepeso como un IMC igual o superior a 25, y la obesidad como un IMC igual o superior a 30.

$$IMC = \frac{PESO (kg)}{ALTURA^2(m^2)}$$

Ecuación 1. Índice de masa corporal

Fuente: (OMS, 2020)

4.6.3 DETERMINACIÓN DE SENSORES

Previamente tomado la decisión de que parámetros se medirán (SV, peso, altura), se procede a identificar que sensores fueron más viables para utilizar. Al seleccionar dichos sensores se tomó en cuenta las siguientes características:

- Dispositivos que tengan un mínimo error de medición
- Debido al prototipo idealizado se buscaba sensores que no guarden demasiado espacio en la silla.
- Se consideró el uso de sensores que sea de fácil uso para las personas y que no sea tediosos al colocar para hacer la medición.
- La opinión de personas expertas en el área de biomédica fue importante en el caso del sensor para medir SV.
- Poca necesidad de mantenimiento.
- Que la medición este entre los rangos aceptables.
- Fácil instalación
- Buena relación calidad precio

Ante el análisis de estas características e investigación a profundidad se seleccionaron para el área de SV el sensor MAX30105, en el caso del peso se utilizó celdas de carga incluyendo transmisor HX711 para convertir señales análogas-digital y para la altura el uso del sensor HC-SR04.

MAX30105

El MAX30105 es un sensor de oxímetro de pulso de alta sensibilidad. Utiliza LED, foto detectores, elementos ópticos y electrónica de bajo ruido con rechazo de luz ambiental. Este sensor es lo suficientemente pequeño como para usarse con dispositivos portátiles y dispositivos móviles. El voltaje de funcionamiento es de 1.8V y un 5.0V separado para los LED internos. MAX30105 utiliza una interfaz estándar compatible con I2C para comunicarse con Arduino (Rahman, Jahangir, & Khaled, 2017) El sensor compara la luz infrarroja reflejada y la luz roja determinando la lectura de SpO2 (Ilustración No.19).



Ilustración 19. MAX30105

Fuente: (Rahman, Jahangir, & Khaled, 2017)

Se utilizó el elemento sensor MAX30105 ya que es un elemento sensor de partículas que puede ser un elemento sensor versátil y potente que permite la detección de distancia, frecuencia cardíaca, temperatura, pulso, presión arterial, saturación de oxígeno en sangre, detección de partículas e incluso el parpadeo de un reloj (Wasekar, Gajbhiye, & Meshram, 2019). El MAX30105 ha sido equipado con 3 LED pero como un detector de calibre terriblemente sensible. El concepto es pulsar los diversos LED, luego notar lo que brilla de nuevo. Apoyó la firma reflejada, es factible tonificar diferentes tipos de partículas o materiales (como sangre ventilada o humo de un incendio).

- Ventajas y características

Solución reflectante óptica de alta sensibilidad para Detección de gran variedad de tamaños de partículas.

Operación de potencia ultra baja.

Frecuencia de muestreo programable y corriente LED para ahorro de energía.

Corriente de apagado ultra baja (0.7 μ A)

-40 ° C a + 85 ° C Rango de temperatura de funcionamiento

Capaz de operar a altos niveles ambientales

Excelente capacidad de rechazo ambiental

- Subsistema de detección de partículas

El subsistema de detección de partículas contiene luz ambiental y también tiene un Circuito Track / Hold interno para cancelar la luz ambiental y aumentar el rango dinámico efectivo. Con detección de partículas tiene un rango programable a gran escala de 2 μA a 16 μA , cancelar hasta 200 μA de corriente ambiental (Feral, 2017)

- Sensor de temperatura

El MAX30105 tiene un sensor de temperatura en el chip para calibrar la dependencia de la temperatura de la detección de partículas subsistema. El sensor de temperatura tiene una resolución inherente 0.0625 ° C.

- Controlador LED

El MAX30105 integra controladores de LED rojo, verde e IR para modular pulsos LED para mediciones de detección de partículas. La corriente del LED se puede programar de 0 a 50 mA con voltaje de suministro adecuado. El ancho del pulso LED puede ser programado de 69 μs a 411 μs para permitir que el algoritmo optimizar la precisión de detección de partículas y el consumo de energía basado en casos de uso. Es por ello donde se puede realizar la medición de pulso, frecuencia cardiaca, presión arterial, pulso, saturación de oxígeno en sangre.

Más información técnica se podrá encontrar en datasheet, se colocó información relevante en anexo 1 y 2.

HC-SR04

El sensor de ultrasonidos HC-SR04 (Ilustración No.20) se enmarca dentro de los sensores para medir distancias o superar obstáculos, entre otras posibles funciones. En este caso se utilizó para la medición de altura en personas. Esto lo consigue enviando un ultrasonido inaudible para el oído humano por su alta frecuencia a través de uno de la pareja de cilindros que compone el sensor un transductor espera a que dicho sonido rebote sobre un objeto vuelva, retorno captado por el otro cilindro. Este sensor en concreto tiene un rango de distancias sensible entre 3cm 4m con una precisión de 3mm cabe mencionar que recibimos del sensor el tiempo que transcurre entre el envío y recepción del ultrasónico (Guerrero, 2018).



Ilustración 20. Sensor HC-SR04

Fuente: (Sanchez & Alfaro, 2018)

El principio de los ultrasónicos es medir el tiempo durante el cual esa señal se propaga a la distancia del transmisor al receptor. Se conoce la velocidad de propagación de la señal. El buscador de rango ultrasónico HC-SR04. El sensor consta de un transmisor que genera ondas ultrasónicas, un receptor que percibe el eco y nodos auxiliares para el funcionamiento normal del módulo (Zhמוד & Kondratiev, 2018).

Según (Sanchez & Alfaro, 2018), los pins TRIG Y ECHO se pueden usar para generar una interfaz entre el módulo ultrasónico y un microcontrolador, estos son pins de entrada y salida TTL (tiempo de vida) de (0-5V). Se muestra (Ilustración No.21) la operación del módulo ultrasónico, el cual funciona de la siguiente manera:



Ilustración 21. Operación del módulo ultrasónico

Fuente: (Sanchez & Alfaro, 2018)

- Mandar las señales de disparo cuando recibe un pulso de alto nivel (5V) de por lo menos 10 micro segundos.

- El módulo automáticamente transmitirá 8 ráfagas ultrasónicas de 40 KHz.
- Si hay un objeto frente al módulo la ráfaga rebotara de regreso al sensor.
- Si la señal está de regreso, el pin de salida ECHO del sensor se encontrará en un alto (5V) por la relación de duración de tiempo que tardo en mandar y regresar la ráfaga. El ancho de pulso va desde 150 micro segundos hasta los 25 ms y si ningún objeto es detectado, el ancho del pulso será de 38ms.

La señal ultrasónica se propaga por una onda dirigida a un ángulo de 30 °. La dirección de propagación de la señal ultrasónica desde el transmisor (Ilustración No.22). El ángulo de medición más efectivo es 15 °. Los objetos externos que caen bajo este ángulo de medición interfieren con la determinación de la distancia al objeto deseado.

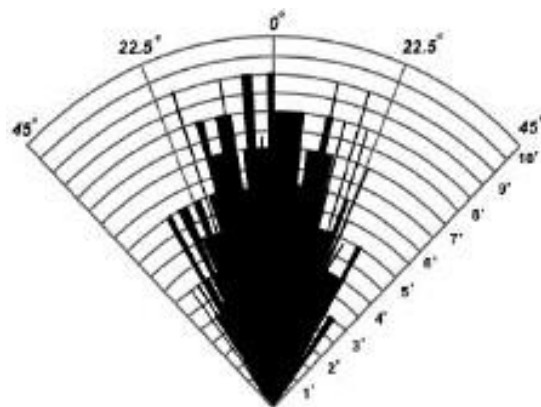


Ilustración 22. Patrón de onda ultrasónica

Fuente: (Zhud & Kondratiev, 2018)

Más información técnica se podrá encontrar en datasheet, se colocó información relevante en anexo 3 y 4.

HX711

El módulo HX711 (Ilustración No.23) es un transmisor entre las celdas de carga y un microcontrolador como Arduino o Raspberry pi, permitiendo leer el peso en la celda de manera

sencilla. Es compatible con las celdas de carga de 1kg,5kg, 20kg y 50kg. Utilizado en sistemas de medición automatizada, procesos industriales, industria médica.

El chip HX711 posee internamente la electrónica para la lectura del puente de Wheatstone formado por la celda de carga y también un conversor ADC de 24 bits. Se comunica con el microcontrolador por medio de un protocolo de tipo serial mediante 2 pines (Clock y Data) (Avia semiconductor, 2014). Las especificaciones técnicas del módulo HX711 son:

- Voltaje de Operación: 5V DC
- Consumo de corriente: menor a 10mA
- Voltaje de entrada diferencial: $\pm 40\text{mV}$
- Resolución conversión A/D: 24 bit
- Frecuencia de lectura: 80 Hz
- Dimensiones: 38mm*21mm*10mm

Las celdas de carga están formadas por galgas extensiométricas en configuración de puente Wheatstone. Para conectar la celda al módulo HX711 son necesarios 4 cables, los colores utilizados habitualmente son Rojo, Negro, Blanco y Verde. Cada color corresponde a una señal como se muestra a continuación:

- Rojo: Voltaje de excitación +, E+, VCC
- Negro: Voltaje de excitación -, E-, GND
- Verde: Amplificador -, Señal -, A-
- Blanco: Amplificador +, Señal +, A+

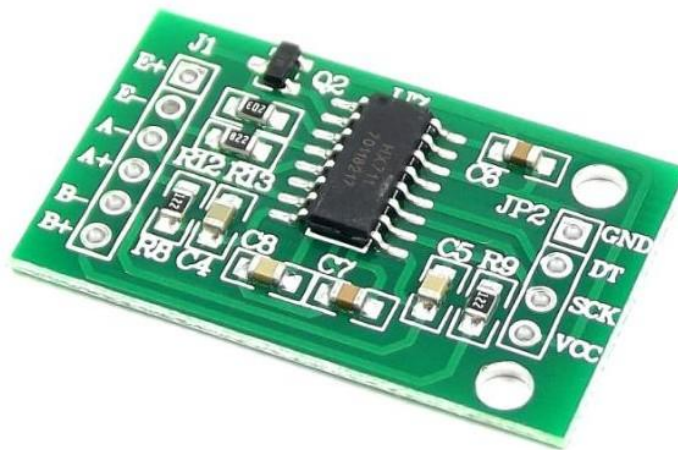


Ilustración 23. Módulo HX711

Fuente: (Naylamp Mechatronics, 2020)

Celdas de carga

Las celdas de carga que se decidió implementar en el prototipo son celdas de carga con galgas extensiométricas de capacidad de 50 kg cada una utilizando un total de cuatro. Las celdas de carga son transductores que soportan cargas de compresión, tensión y flexión y las convierten en una magnitud eléctrica proporcional a la carga. Existen celdas de carga de tipo hidráulico, neumático y con galgas extensiométricas, siendo estas últimas las más utilizadas en la industria por su precisión, durabilidad y precio. La aplicación principal de las celdas de carga es la medición de peso en la industria de alimentos, medicamentos, transporte entre otras.

Podemos identificar dos partes principales dentro de una celda de carga con galgas extensiométricas, una parte mecánica y una parte eléctrica. La parte mecánica viene a ser el elemento resorte que soporta la fuerza externa aplicada sobre la celda de carga, normalmente fabricado en aluminio. La parte eléctrica viene a ser una o más galgas extensiométricas que traducen la fuerza aplicada en un cambio de resistencia eléctrica, esto basado en el principio físico que todo conductor sufre una variación en su resistencia eléctrica proporcional a la deformación causada por una fuerza.

Las celdas de carga poseen normalmente 4 galgas extensiométricas conectadas en una configuración de puente Wheatstone. Esta configuración permite leer de forma precisa las variaciones de resistencia en las galgas.

Este modelo de celda de carga soporta hasta 50kg de peso, consiste en una barra de aluminio con agujeros roscados para montaje y 4 galgas extensiométricas unidas a la barra. Entrega 4 cables de salida que funcionan como un puente Wheatstone, por lo que para poder realizar las lecturas mediante un microcontrolador es recomendable utilizar un transmisor. El Transmisor HX711 está especialmente diseñado para trabajar con celdas de carga de este tipo y ofrecer una salida digital para ser leída por el microcontrolador (Naylamp Mechatronics, 2020).



Ilustración 24. Celdas de carga de 50kg

Fuente: (amazon, 2020)

Más información técnica se podrá encontrar en datasheet, se colocó información relevante en anexos.

4.6.4 DISEÑO EN SOLIDWORKS

El diseño físico y mecánico del prototipo se realizó con SOLIDWORKS. SOLIDWORKS es un software de diseño CAD 3D (diseño asistido por computadora) para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D. El software que ofrece un abanico de soluciones para cubrir los aspectos implicados en el proceso de desarrollo del producto. Sus productos ofrecen la posibilidad de

crear, diseñar, simular, fabricar, publicar y gestionar los datos del proceso de diseño (SOLIDWORKS, 2020).

Existen varios factores a tomar en cuenta para el diseño del prototipo entre los cuales destacan:

- El usuario del prototipo debe sentir una posición cómoda al estar en el prototipo.
- Su cuerpo debe permanecer todo el tiempo dentro de la silla, es decir que no puede tocar el suelo con los pies ni tocar otro objeto o persona durante este utilizando el prototipo ya que si el usuario hace esto podría alterar varios parámetros tales como el peso. Por esta razón el prototipo posee un soporte para colocar los pies.
- Para la medición de la talla del usuario este debe estar de pie, por tanto, la silla deberá contar con un poste en el cual este ubicado el sensor ultrasónico que tomará la medición de la altura del usuario.
- La silla cuenta con una pantalla que muestre los resultados de las mediciones.
- El usuario no deberá tener ningún tipo de contacto ni interacción con el microprocesador ya que es equipo delicado, por esta razón toda la parte de procesamiento está ubicada en un lugar que el usuario no podrá acceder fácilmente a él.
- La silla posee soportes para colocación de los brazos del usuario, ya que para realizar la medición de SV este debe estar en una posición en la cual el cuerpo tiene que estar relajado y para la facilidad del usuario el sensor que realizara la mayoría de las mediciones de SV está ubicado en uno de estos soportes.
- El prototipo deberá soportar usuarios de hasta 200kg de peso y 1.95m de altura.

Estas consideraciones se aprecian en el diseño del prototipo (Ilustración No.25) se optó por realizar un diseño en el cual las personas se sientan familiarizadas. El éxito con las sillas se puede utilizar como sensores implícitos depende de la frecuencia con la gente está sentada, la comprensión de cómo se sientan para permitir la colocación del sensor, y la diversidad de las personas utilizan sillas durante todo el día.

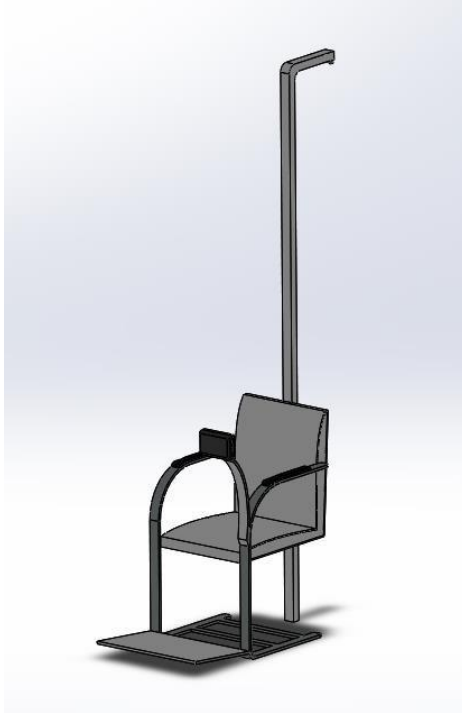


Ilustración 25. Diseño de prototipo de silla

Fuente: Elaborado por autores

En el diseño se logra apreciar que existe un soporte para apoyar los pies durante se estará en uso la silla (Ilustración No. 26) esto para que la medición del peso no sea alterada ya que si el usuario apoya los pies en el suelo la medición del peso será incorrecta.

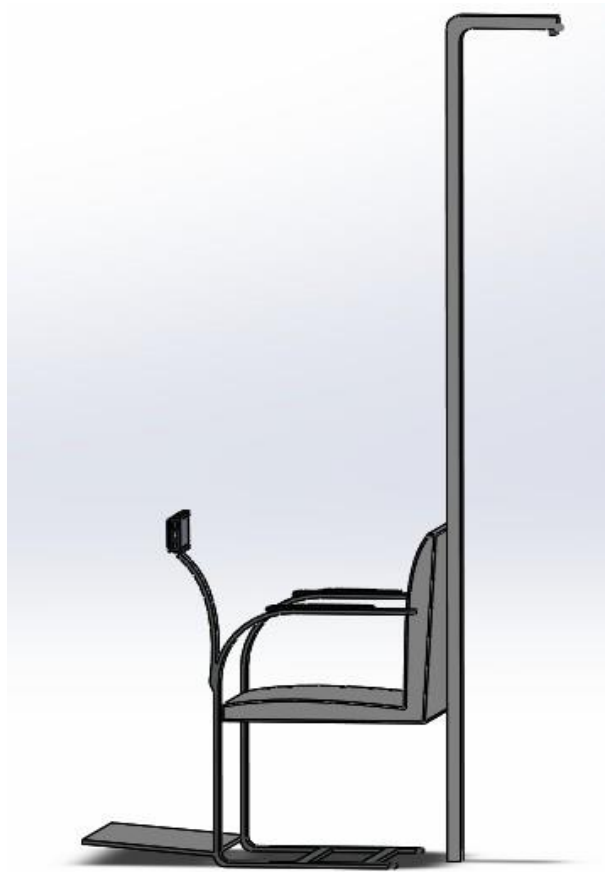


Ilustración 26. Diseño de soporte para pies

Fuente: Elaborado por autores

Para la medición de la altura del paciente se diseñó una barra con una longitud de 2 metros de altura (Ilustración No. 27). Está ubicada en la parte posterior de la silla, el diseño de la barra para

medir altura se optó por no diseñarla de más de 2 metros de altura, esto debido a que la silla se pensó para ubicarse en la residencia de los usuarios y para garantizar que la barra podrá estar erguida en su totalidad se optó por no hacerla más alta, la limitación de diseñarla de esta altura es que usuarios que midan más de 1.95 metros no podrán usar la silla.



**Ilustración 27. Diseño de barra
para la medición de altura**

Fuente: Elaborado por autores

En la parte superior de la barra está ubicado el sensor ultrasónico HC-SC04 (Ilustración 28).



Ilustración 28. Ubicación de sensor ultrasónico

Fuente: Elaborado por autores

La silla también cuenta con un monitor (Ilustración 29) en el cual se mostrará una serie de instrucciones animadas que guiarán al usuario para que haga uso correcto del prototipo y este logre medir de una manera segura y eficaz. Este monitor está ubicado en una posición en la cual el usuario podrá ver fácilmente tanto las instrucciones como las mediciones realizadas por el prototipo.

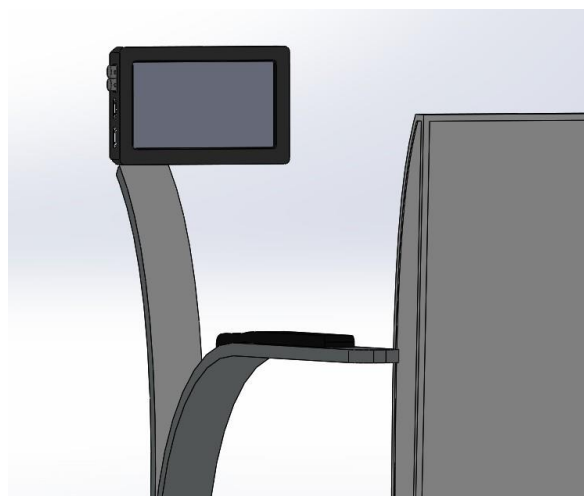


Ilustración 29. Ubicación de monitor

Fuente: Elaborado por autores

4.6.5 PRUEBAS A CADA SENSOR INDIVIDUALMENTE

Antes de realizar el ensamblaje de todos los sensores se debió probar individualmente, para esto se realizaron los programas en el lenguaje de programación llamado Python. El primer sensor con el cual se realizaron las pruebas son las celdas de carga, para esto se investigó sobre el diagrama de conexiones (Ilustración 30). Las celdas de carga se identificaron para poder realizar las conexiones fácilmente.

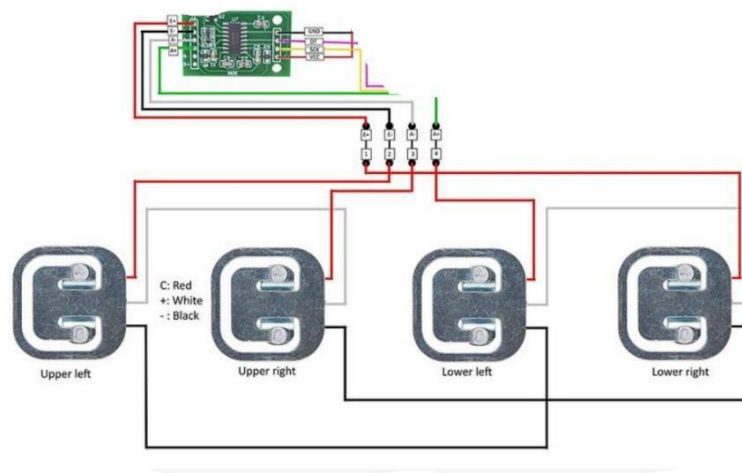


Ilustración 30. Diagrama celdas de carga

Fuente: (Arduino, 2019)

Una vez encontrado el diagrama de las celdas se realiza la conexión (Ilustración 31)

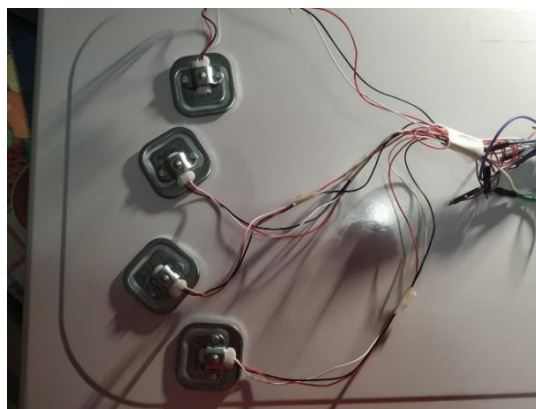


Ilustración 31. Conexión de celdas de carga

Fuente: Elaborado por autor

Una vez conectadas las celdas se deberá conectar el módulo HX711 al Raspberry pi, para esto fue necesario realizar el diagrama correspondiente (Ilustración 32).

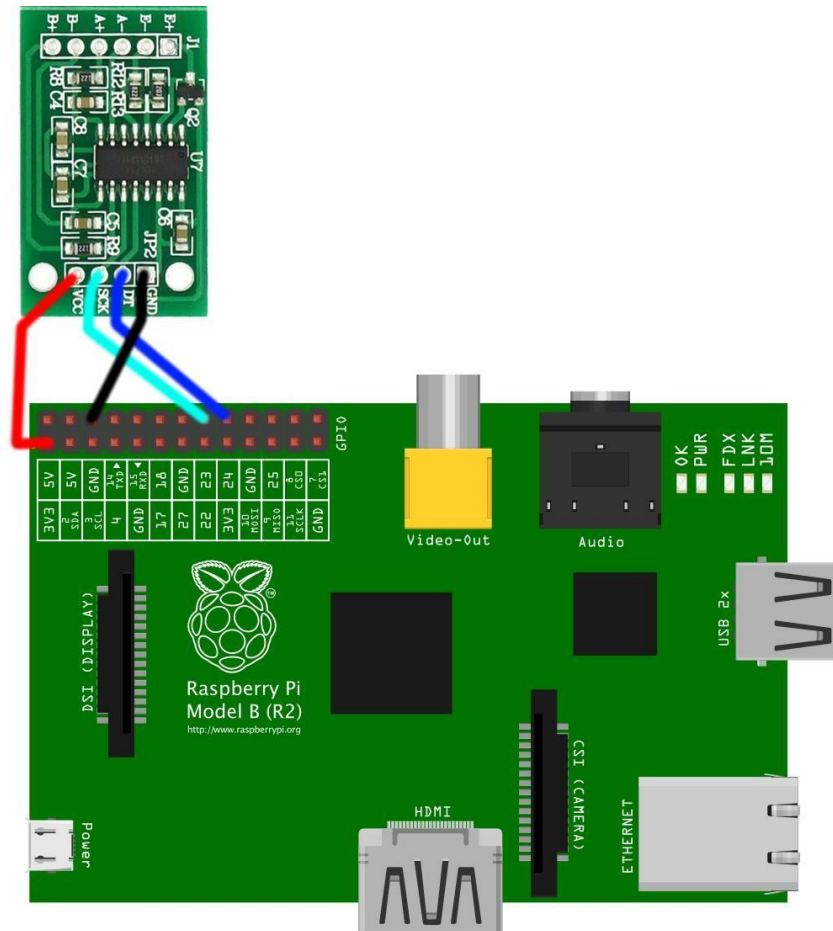


Ilustración 32. Diagrama HX711 Raspberry pi

Fuente: (Graham, 2016)

La conexión del módulo HX711 es simple ya que el modulo está diseñado para comunicación para los microcontroladores arduino y Raspberry pi, se realizó la conexión (Ilustración 33).



Ilustración 33. Conexión HX711 Raspberry pi

Fuente: Elaborado por autores

Para la conexión del sensor HC-SC04 se realizó tomando como base el siguiente diagrama (Ilustración 34).

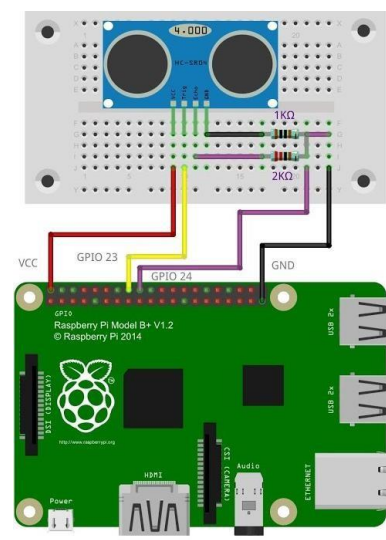


Ilustración 34. Diagrama sensor HC-SR04

Fuente: (Rivera, 2016)



Ilustración 35. Conexión de sensor HC-SR04

Fuente: Elaborado por autores

El sensor Max30105 posee el protocolo I2C (Por sus siglas en inglés Inter-Integrated Circuit) gracias a esto su conexión es muy sencilla, ya que solo posee 4 pines, uno de alimentación (VCC), un serial data (SDA), un serial clock (SCL) y un tierra (GND) (Ilustración 36).

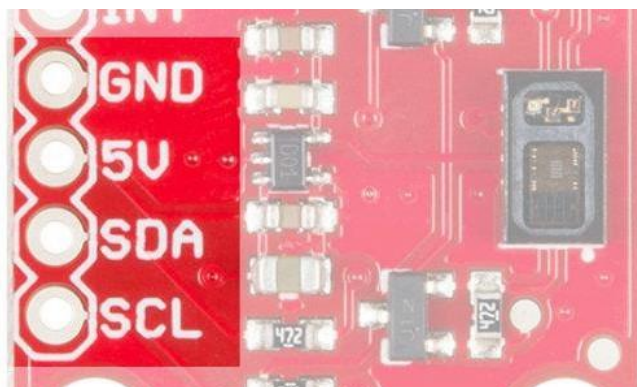


Ilustración 36. Conexión sensor MAX30105

Fuente: (Botlan, 2020)

4.6.6 DISEÑO DE INTERFAZ GRAFICA

Para simplicidad para el usuario se optó por implementar una interfaz gráfica donde se mostrará en primer lugar una serie de instrucciones para que el usuario del prototipo conozca cual es la manera correcta de usar la silla. La interfaz gráfica muestra como sentarse correctamente en la silla y como colocar el dedo en el MAX30105 para que este haga una medición correcta de los SV y también indicar que durante el proceso de medición de peso el paciente tendrá que mantenerse lo más estático posible. La interfaz gráfica comenzara en cuanto el paciente se sienta en la silla. Primero aparecerá en pantalla un botón de inicio, al oprimirlo se comenzara con el primer paso y tomar la primera medición de signos vitales, para esto la interfaz muestra al usuario como sentarse correctamente en la silla y advertirles que no carguen objetos extra mientras se realiza la medición, así como también despojarse de relojes, pulseras y demás objetos que interfieren con la medición de los SV , una vez el usuario cumpla con todas las medidas mencionadas anteriormente este tendrá que presionar un botón con el cual podrá continuar con el instructivo , posteriormente se le muestra al usuario como colocar el dedo en el sensor MAX30105 , una vez colocado el dedo y tomadas las mediciones en la interfaz gráfica aparecerán las instrucciones de que posición debe tomar el usuario para poder tomar el peso , una vez tomado el peso se le indicara por medio de imágenes como colocarse debajo del sensor ultrasónico , esto para tomar su altura. La medición de la altura solo se realizara una vez ya que la altura no varía significativamente en personas de edades mayores a 18 años. Una vez tomado todos los datos la interfaz mostrara los resultados en el monitor y posteriormente los almacenara en una base de datos la cual estará siempre disponible para el usuario esto para fines que el usuario requiera.

4.6.7 PRUEBAS Y SIMULACIONES DE SENSOR UTILIZADO PARA MEDIR SV

Fue necesario realizar pruebas que dieran valores casi exactos con un margen de error considerable es por eso que se acudió a equipos médicos certificados para garantizar que las mediciones estuvieran en rangos aceptables.

Se acudió al laboratorio de biomédica en UNITEC ya que se cuenta con SPO-2000 (simulador de oximetría de pulso) se utilizó dicho aparato médico donde se hizo las simulaciones para los SV de

saturación de oxígeno en sangre, pulso, frecuencia cardíaca, la cual el equipo se comporta como un corazón artificial donde se puede regular a 30, 60, 90, 120, 150, 180 BPM latidos por minuto.

SPO-2000

El SPO-2000 (Ilustración No.29) es un generador de impulsos basado en microprocesador capaz de calibrar cualquier monitor de frecuencia cardíaca basado en el dedo fantasma. La unidad tiene seis frecuencias de pulso disponibles que van de 30 a 180 BPM. Cada pulso tiene un Indicador LED único (BC Biomedical , 2006).



Ilustración 37. SPO-2000

Fuente: (BC Biomedical , 2006)

El simulador de SpO₂ tiene disponibles: "dedos artificiales" con diferentes valores nominales valores de SpO₂. Se conectó los dedos artificiales disponibles uno por uno al simulador y se colocó el sensor MAX30105 sujetado con un escáner SpO₂. Para cada valor de SpO₂ de dedos artificiales. Se ajustó gradualmente todos los valores predeterminados de la frecuencia del pulso en el simulador. Compara y registra lo seleccionado. Valores de SpO₂ y frecuencias de pulso con valores en el MAX3015. Al adjuntar el clips de oxímetro de pulso en los dedos artificiales, se fue paciente e se intentó unirlos con la mayor precisión posible al comienzo del "dedo artificial". (Grünes & Kudrna, 2012). Una demostración de la configuración del simulador de SpO₂ con el cual se presenta un oxímetro de pulso adjunto a él (Ilustración No.30).



Ilustración 38. Ajuste del simulador con oxímetro de pulso probado

Fuente: (Grünes & Kudrna, 2012)

Más información técnica se podrá encontrar en datasheet, se colocó información relevante en anexo 5.

De la misma forma para las simulaciones de presión arterial se hizo uso del equipo grado médico con un monitor de signos vitales marca conmed del laboratorio de biomédica de UNITEC donde se validó las mediciones con el uso del sensor MAX30105.

Monitor de signos vitales

Un monitor de signos vitales es un dispositivo que permite detectar, procesar y desplegar en forma continua los parámetros fisiológicos del paciente. Consta además de un sistema de alarmas que alertan cuando existe alguna situación adversa o fuera de los límites deseados (Villa, 2018).

Dependiendo de la configuración, los monitores de signos vitales miden y despliegan ondas y/o información numérica para varios parámetros fisiológicos tales como electrocardiograma(ECG), frecuencia respiratoria, presión no invasiva (PNI), presión invasiva (PI), temperatura corporal, saturación de oxígeno (SP02), saturación venosa de oxígeno, presión intracraneana (PIC), presión de gases en área(anestesia) entre otros.

El monitoreo continuo es una herramienta muy valiosa para los médicos y enfermeras ya que les permite evaluar en todo momento y de forma completa las condiciones fisiológicas del paciente, además, permite hacer mejores valoraciones y tomar mejores decisiones en su tratamiento y diagnóstico.



Ilustración 39. Monitor de signos vitales

Fuente: (Villa, 2018)

4.7 METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

4.7.1 SENSORES

Es importante hacer mención de que la instalación de los sensores requiere de una calibración antes de ponerse en uso. La calibración se realiza de una manera diferente dependiendo del tipo de sensor a utilizar, para el caso de las celdas de carga con galgas extensiométricas es importante la calibración ya que las celdas soportaran el peso de la silla y este no debe ser reflejado al momento de hacer la medición de peso del paciente, para la correcta calibración de las celdas se debe considerar las especificaciones provistas en la hoja de especificaciones de las celdas de carga (Ilustración 40).

Capacity	kg	40-50
Comprehensive Error	mv/v	0.05
Output Sensitivity	mv/v	1.0±0.1
Nonlinearity	%FS	0.03
Repeatability	%FS	0.03
Hysteresis	%FS	0.03
Creep	(3min)%FS	0.03
Zero Drift	(1min)%FS	0.03
Temp. Effect on Zero	%FS/10°C	1
Temp. Effect on Output	%FS/10°C	0.05
Zero Output	mV/V	±0.1
Input Resistance	Ω	1000±20
Output Resistance	Ω	1000±20
Insulation Resistance	MΩ	≥5000
Excitation Voltage	V	≤10
Operation Temp. Range	°C	0--+50
Overload Capacity	%FS	150

Ilustración 40. Especificaciones celda de carga

Fuente: (spark fun electronics , 2020)

Para la calibración del sensor HC-SR04 se tomó en cuenta un firmware específico que informa el tiempo transcurrido entre la emisión de un pulso cuadrado de ultrasonidos y su recepción. Con esta medida de tiempo podremos obtener la distancia con un cálculo computable.

Para esto sitúe una regla o cinta métrica con el cero bajo la vertical del módulo (Ilustración 41). Así podrá situar un objeto a una distancia conocida. Se realizó al menos veinte medidas distintas y se anotó en una hoja de cálculo cada medida real frente a la dada por el programa. Se pinta los pares de puntos en un sistema cartesiano verá que la relación entre la medida de distancia patrón (tomada con la regla) y la medida dada por el firmware es una función lineal de la siguiente forma:

$$\text{Medida del sonar} = (\text{medida de la regla})(\text{pendiente}) + \text{ordenada}$$

Ecuación 2. Medida del sonar

El valor de la pendiente de la recta y de la ordenada se obtiene al hacer la regresión lineal entre los pares de datos.

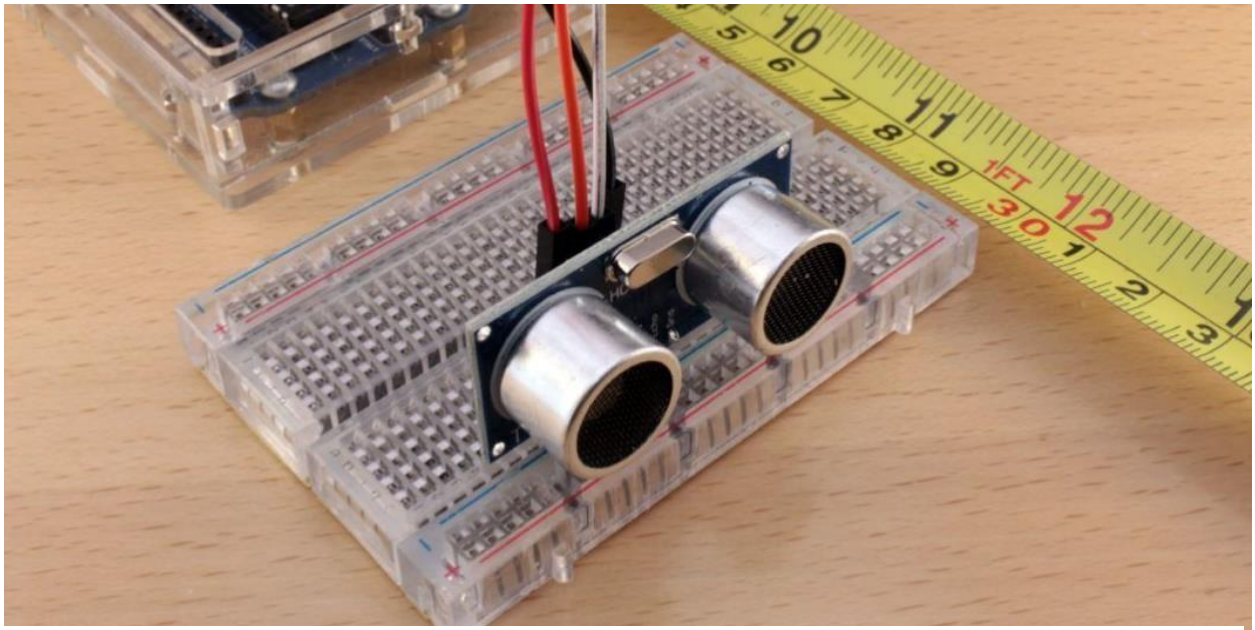


Ilustración 41. Calibración sensor HC-SR04

Fuente: (GEEK FACTORY, 2014)

El sensor MAX30105 tiene un sensor de temperatura en el chip para calibrar la dependencia de la temperatura del subsistema de detección de partículas. El sensor de temperatura tiene una resolución inherente de 0.0625 ° C. para las demás funciones el MAX30105 no requiere una calibración física sino más bien con el programa para la validación de datos.

4.7.2 PROGRAMACIÓN

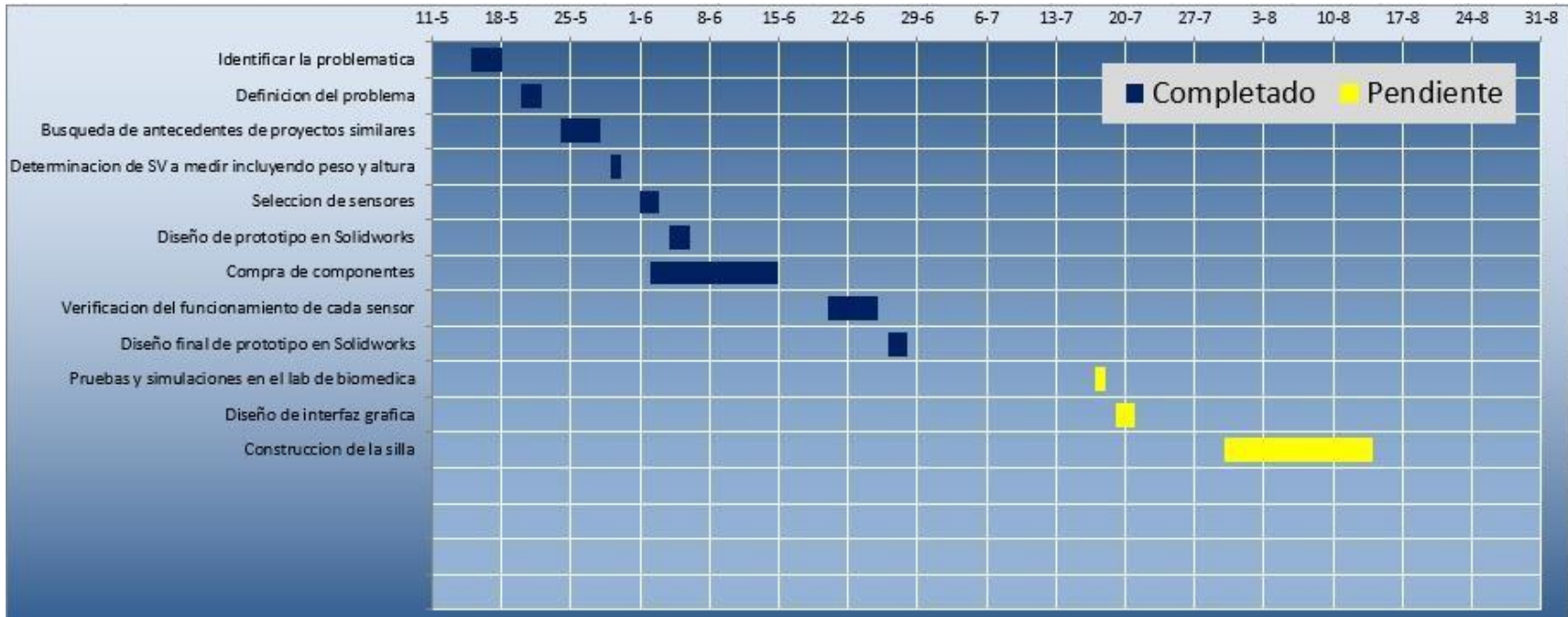
Para una correcta comprobación de la programación se evalúa que la síntesis no contenga error absoluto. En el sistema operativo Raspbian se tienen varias opciones de programación, se decidió utilizar Python debido a su simplicidad. En Python al realizar la compilación esta muestra la línea de código donde se encuentra el error de esta manera es fácil encontrar un error en la sintaxis.

4.8 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Tabla 4. Cronograma de actividades

Actividades	Comienzo	Fin	Duración(días)
Previo al inicio de proyecto: Identificar la problemática	15 enero	18 enero	3
Definición del problema	20 enero	22 enero	2
Búsqueda de antecedentes de proyectos similares	24 enero	28 enero	4
Determinación de SV a medir incluyendo talla y peso	29 enero	30 enero	1
Selección de sensores a utilizar para medir SV, talla y peso	31 enero	2 febrero	2
Diseño de prototipo en Solidworks	3 febrero	6 febrero	3
Compra de componentes	2 febrero	15 febrero	13
Verificación del funcionamiento de cada sensor a utilizar	20 febrero	25 febrero	5
Diseño final de prototipo en Solidworks incluyendo ubicación de sensores	26 febrero	28 febrero	2
Pruebas y simulaciones en el laboratorio de biomédica	17 marzo	18 marzo	1
Diseño de interfaz grafica	19 marzo	21 marzo	1
Construcción de la silla	30 marzo	15 abril	15

Fuente: elaborado por autores.



Fuente: elaborado por autores

Ilustración 42 Diagrama de Gantt

V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Se logró el diseño de un prototipo de monitoreo de los signos vitales más importantes de medir en seres humanos. El prototipo ha sido diseñado para funcionar en la mayoría de los hogares de Honduras que posean energía eléctrica y en espacio disponible para el correcto almacenamiento, la tecnología utilizada se basa en microprocesadores como Raspberry pi y arduino, los cuales a través de protocolos de comunicación tales como el protocolo I2C los sensores se comunican y envían datos en tiempo real a los microprocesadores logrando así que la medición de los signos vitales sea más fácil y confiable.

Debido a la situación de emergencia en el país por el covid-19 se programó un toque de queda en el país desde 16 de marzo del 2020 el cual no permitió que se completaran todas las actividades propuestas en el presente informe.

5.1 ANÁLISIS DE PROYECTOS TECNOLÓGICOS DE MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES

Mediante la investigación se logró identificar varios proyectos relacionados con la medición de signos vitales pero en relación al prototipo tipo silla se logró identificar una patente y dos investigaciones previas mostradas en el presente informe , la primera llamada "Silla de salud: Detección implícita de la frecuencia cardíaca y respiratoria" se puede encontrar en la sección 3.1.1 del marco teórico, la cual Los autores probaron dos aspectos: 1) si la silla de la Salud podría detectar consistentemente un signo vital dando un informe cuando los signos se encuentra en un estado de equilibrio, tales como la frecuencia cardíaca, mientras que una persona está en reposo a través de varias posiciones y diferentes formas de estar sentado y 2) si la silla de la Salud puede detectar cuando los signos vitales están cambiando.

El segundo proyecto llamado "Silla basada en un sistema sin restricciones. Con un sistema de monitoreo de presión arterial utilizando un Balistocardiograma de dos canales" se puede encontrar en la sección 4.6.2 del marco teórico. En este estudio, un aparato experimental de tipo sofá se fabricó para asegurar la medición de una señal biométrica estable. El peso fue apoyado por una placa de acero en un marco de aluminio, y las películas de PVDF se une a una parte posterior de uretano de espuma y un cojín en el asiento, que luego se cubre con cuero natural

para crear una estructura similar a un sofá. Las señales de BCG se midieron en tiempo real usando las películas PVDF unidos al aparato experimental. También se estudió un proyecto llamado "silla y aparato auxiliar con características de diagnóstico médico en un sistema de monitoreo de salud remoto" El aparato de la invención comprende la combinación de la silla o dispositivo de plataforma de soporte de sujeto equivalente tal como una cama, camilla o similar con varios componentes de transmisión de datos, audio y visual.

Todos estos proyectos fueron fundamentales para el diseño del prototipo ya que sirvieron de base para el desarrollo del prototipo.

5.2 SIGNOS VITALES A MEDIR

De acuerdo a la investigación y recopilación de información de fuentes tales como OMS, OPS e investigaciones realizadas en diversas universidades se logró definir los signos vitales a medir que son: pulso, presión arterial, respiración y temperatura además de también medir altura y peso, cabe recalcar que todos los parámetros mencionados anteriormente se definieron para la medición en humanos.

5.3 ELECCIÓN DE SENSORES

Con los SV a medir decididos se logró decidir el conjunto de sistemas de sensores que se iba a utilizar para cada parámetro.

Para la medición de altura en humanos se decidió utilizar el sensor HC-SR04 el cual es muy utilizado para medición de distancia por su bajo costo y confiabilidad, el sensor HC-SR04 cumple con todos los requisitos necesarios para medir la altura en humanos.

Para la medición del peso en humanos se decidió por usar 4 celdas de carga de 50kg cada una, usando el módulo de trasmisor de carga HX711 el cual nos permite medir personas de hasta 200kg.

La medición de los signos vitales pulso, temperatura, presión arterial y saturación de oxígeno en sangre se miden con el mismo sensor, el cual se decidió optar por el sensor MAX3015 de la marca SPARKFUN ya que cumplía con todos los requisitos necesarios.

5.4 DISEÑO DE PROTOTIPO EN SOLIDWORKS

Para la validación del diseño estructural del prototipo este paso por simulaciones utilizado Solidworks para determinar si el prototipo sería capaz de soportar el peso de los usuarios sin ningún inconveniente. Para el diseño de la silla se utilizó acero AISI 1020.

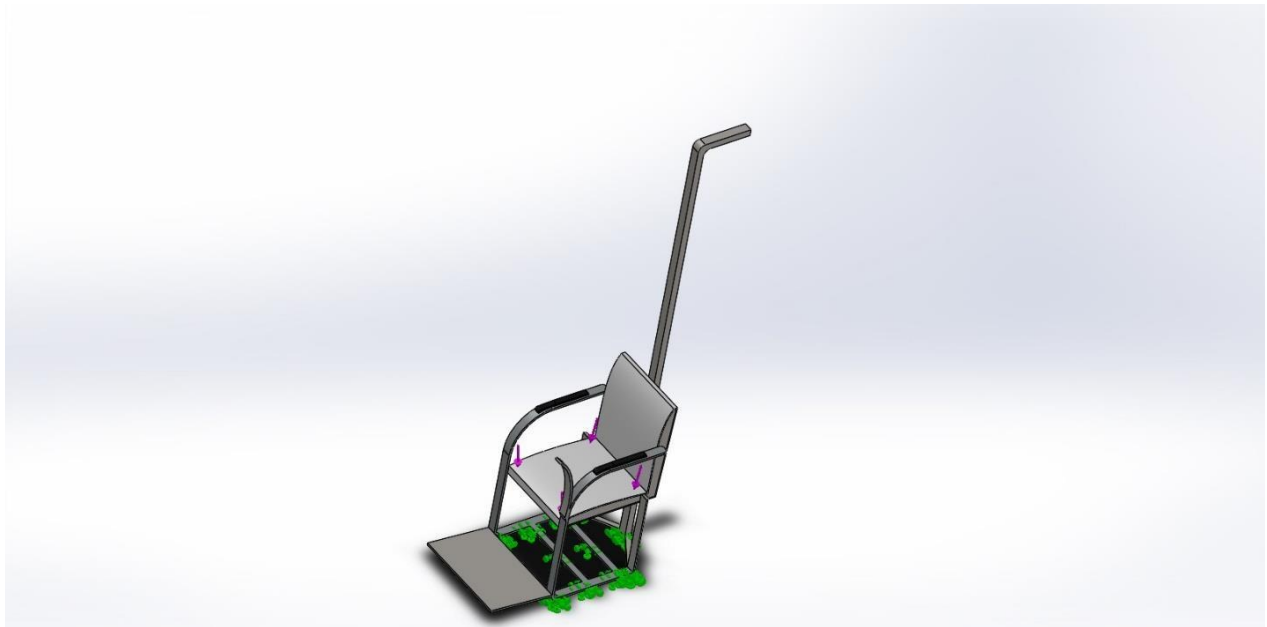


Ilustración 43. Prototipo sometido a simulación

Fuente: elaborado por autores

En la Ilustración 42 se observa el prototipo el cual se definió como geometría fija las partes de la silla en las cuales estarán en contacto con el suelo. Para las simulaciones se utilizó un peso de 100 kg, se decidió este peso ya que está un poco por encima del peso promedio de una persona, se determinó parámetros importantes tales como factor de seguridad, análisis de tensiones máximas y mínimas, y deformaciones.

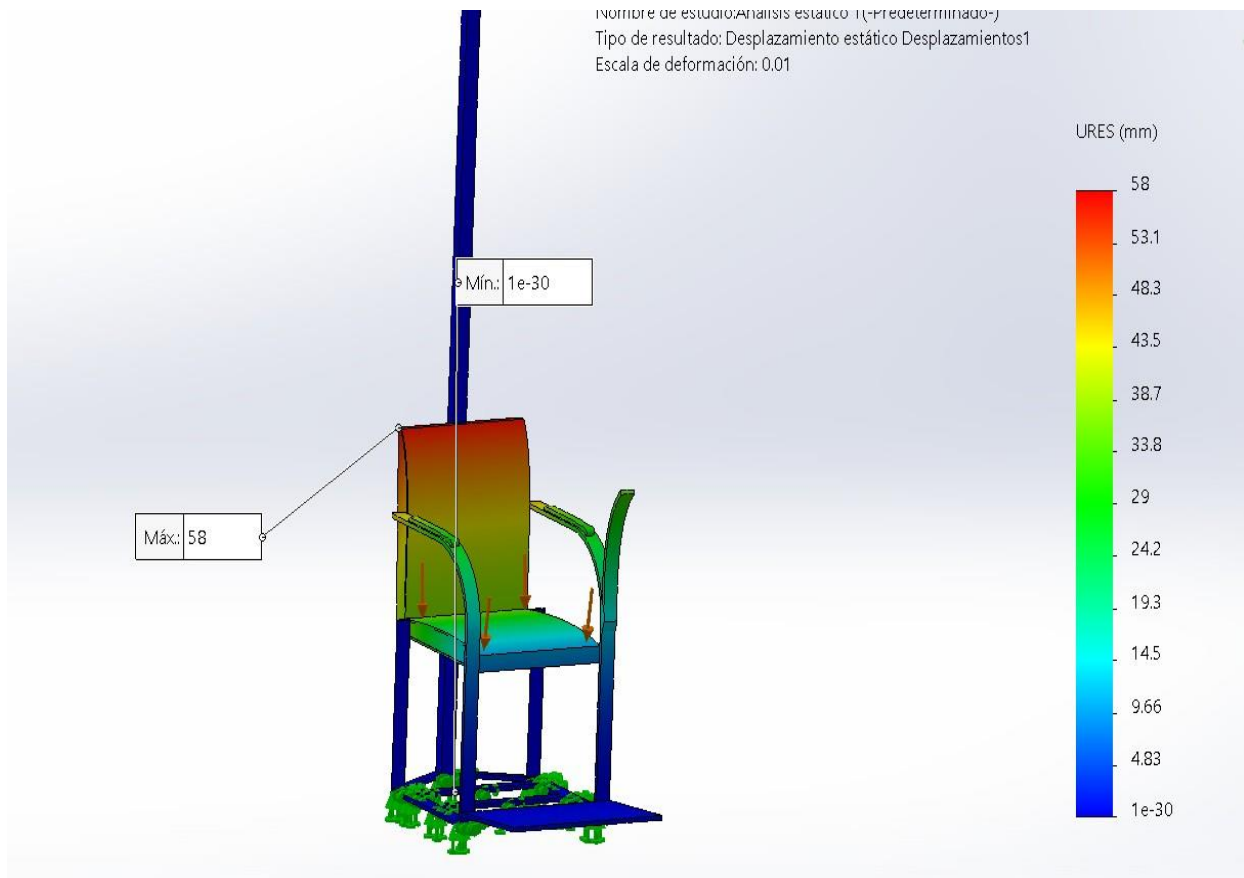


Ilustración 44. Desplazamiento máximo y mínimo

Fuente: elaborado por autores

En la Ilustración 44 se observan los desplazamientos máximos y mínimos en el prototipo sometido a una fuerza de 100 kg en el asiento, este análisis nos sirve para determinar cómo se comportaría la silla al ser usada por un paciente y cuáles serían los desplazamientos de la silla, esta información es valiosa para determinar si estos desplazamientos o deformaciones interfieren con los sensores, podemos observar que el desplazamiento máximo se ubica en la parte más alta del respaldo de la silla y el mínimo en el mástil que soporta el sensor de altura, el desplazamiento máximo es de 58 mm lo cual es un movimiento tolerado ya que no interfiere que ningún sensor.

5.5 SENSORES PROBADOS INDIVIDUALMENTE

Las pruebas de cada sensor no se pudieron realizar dado al para general de actividades en Honduras en marzo de 2020. Para realizar las pruebas se requería de laboratorios especializados, los cuales por las condiciones mencionadas anteriormente no se logró tener acceso a ellos. Las pruebas se posponen y se realizaran cuando las condiciones sean favorables.

5.6 DISEÑO INTERFAZ GRAFICA

Para el diseño de la interfaz gráfica se requiere de las pruebas individuales de cada sensor ya que es necesario determinar el orden en el cual serán medidos los parámetros. Por la razón expuesta en la sección V no se pudieron realizar.

5.7 SIMULACIONES DE SIGNOS VITALES UTILIZANDO SENSORES

Para realizar las pruebas requeríamos laboratorios especializados. Por la razón expuesta en la sección V no se pudieron realizar. Las pruebas se posponen y se realizaran cuando las condiciones sean favorables

VI. CONCLUSIONES

- Se logró diseñar y elaborar una maquina tipo silla capaz de medir en tiempo real SV (frecuencia cardiaca, temperatura, saturación de oxígeno en sangre).
- El sistema implemento los sensores para peso (celdas de carga y el módulo HX711) y altura (sensor ultrasónico HC-SC04) a la silla obteniendo así una obtener una base de datos de ciertas medidas tomadas.
- Se realizó la búsqueda de tres antecedentes de proyectos similares los cuales brindaron información vital sobre el proceso de diseño y elaboración del proyecto.
- Se determinó que la frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno en sangre, pulso y presión arterial son los más importantes para el monitoreo diario y además se especificó otros parámetros a medir que son peso y altura.
- Se logró determinar que el sensor MAX3015 es capaz para realizar la medición de los SV en humanos (presión arterial, frecuencia cardiaca, temperatura, saturación de oxígeno en sangre) además de los sensores para medir peso con las celdas de carga con el módulo HX711 y altura con el sensor ultrasónico HC-SR04.
- Se diseñó el prototipo de la silla mediante la herramienta de Solidworks y se determinó que el prototipo es capaz de soportar el peso de una persona promedio de 100 kg.
- Se verifico el funcionamiento de cada sensor utilizado haciendo pruebas individuales de cada uno de ellos.
- No se logró diseñar una interfaz gráfica para la visualización y análisis de los datos obtenidos por los sensores por la emergencia nacional COVID-19.
- No se logró realizar pruebas y simulaciones utilizando el equipo de simuladores brindados por UNITEC dada la emergencia nacional COVID-19.
- No se alcanzó analizar los datos obtenidos de las simulaciones para verificar el desempeño de la maquina dada la emergencia nacional COVID-19.

- Se designó un presupuesto para el diseño y elaboración del proyecto con un costo aproximado de L.8,000.00.

VII. RECOMENDACIONES

- Se recomienda realizar modificaciones en el diseño si se desea usar en personas con discapacidades ya que el prototipo se diseñó para personas que posean sus capacidades motrices en buen estado
- Para personas usuarias de sillas de ruedas se recomienda modificar el diseño por uno en el cual los usuarios puedan desplazarse usando el prototipo.
- En zonas donde la energía eléctrica no es estable se recomienda modificar la entrada de energía eléctrica del prototipo y utilizar baterías.
- Se recomienda realizar una calibración de los sensores al inicio de su instalación, de igual manera una revisión de su funcionamiento cada 3 meses.

VIII. IMPLEMENTACIÓN

La implementación de la tecnología del proyecto puede ser utilizado como una medida para prevenir enfermedades a futuro para toda aquella persona que quiera estar al tanto de sus SV, también para personas que a diario practican actividades físicas y quieren saber cómo está respondiendo su cuerpo.

La silla como tal puede ser instalada en hogares, hospitales, clínicas, incluso hasta en un gimnasio para que así aparte de tomar sus SV puedan saber su peso y altura porque la silla lo incluye.

IX. TRABAJO FUTURO

Para un diseño futuro del prototipo se plantea incluir la toma de presión arterial y glucosa a la silla, ya que estos son SV importantes a medir por las personas, al igual tratando que al momento de hacer la toma de dicho SV las personas hagan el mínimo esfuerzo. Para esto se propone realizar una investigación sobre estos parámetros y determinar cuáles sensores son los más adecuados para medir estos parámetros

Añadir accesorios tales como dispensador automático de pastillas y dependiendo la situación un nebulizador

La implementación del mismo diseño para otros campos como una silla especializada para el área de pediatría o para personas con discapacidades físicas.

Implementación de interfaz gráfica donde se pueda ver de manera interactiva los valores medidos por los sensores y una base de datos donde se estén guardando los valores medidos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Acosta, J., & Cuimbra, S. (4 de marzo de 2017). Signos Vitales . Chile . Obtenido de https://med.unne.edu.ar/sitio/multimedia/imagenes/ckfinder/files/files/Carrera-Medicina/MEDICINA-I/semio/signos_vitales.pdf
2. amazon. (2020).
3. Arduino. (2019). *Arduino*. Obtenido de <https://forum.arduino.cc/index.php?topic=623214.0>
4. Avia semiconductor. (2014). *24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales*. Republica popular china.
5. Avila, R., & Gonzales , E. (3 de enero de 2017). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana*. Guadalajara, Mexico.
6. BC Biomedical . (2006). Pulse oximeter simulador .
7. Botlan. (2020). *Botlan*. Obtenido de <https://botland.com.pl/en/medical-sensors/8065-sparkfun-particle-sensor-breakout-max30105.html>
8. Carmenate-Milian, L., Herrera Ramos, A., & Ramos Caceres, D. (2016). *Situacion del sistema de salud en Honduras y el nuevo modelo de salud propuesto*. Tegucigalpa.
9. Cilio, D., & Herrera, K. (2013). Academia. *Monitorizacion de signos vitales mediante una red de dispositivos moviles*. Sangolqui , Ecuador . Obtenido de https://www.academia.edu/19859490/Monitoreo_de_Signos_vitales
10. Elec freaks . (2018). *Ultrasonic ranging module hc-sr04* . Obtenido de <https://www.electroschematics.com/wp-content/uploads/2013/07/HCSR04-datasheet-version-1.pdf>
11. Feral, M. (october de 2017). Annaba university. India .
12. Garmin, A. (enero de 2020). *Especialidades medicas*. Obtenido de Especialidades medicas: <https://www.garmin.com/es-ES/blog/que-es-y-como-funciona-un-pulsometro/>

13. Gazitua, R. (septiembre de 2007). *Publicaciones medicas* . Obtenido de Publicaciones medicas : <http://publicacionesmedicina.uc.cl/ManualSemiologia/210PresionArterial.htm>
14. GEEK FACTORY. (16 de MAYO de 2014). *GEEK FACTORY*. Obtenido de <https://www.geekfactory.mx/tutoriales/tutoriales-arduino/sensor-ultrasonico-hc-sr04-y-arduino/>
15. Godoy, D. C. (2014). *Diseño y construcción de una plataforma de telemedicina para el monitoreo de bioseñales*. Obtenido de <http://www.dalcame.com/wdescarga/pani.pdf>
16. Grahan, P. (7 de octubre de 2016). *Hackster.io*. Obtenido de <https://www.hackster.io/pabreetzio/windows-10-iot-core-scale-cdca4d>
17. Griffiths, E., Saponas, T., & Brush, A. (13 de september de 2014). *Health chair: Implicitly sensing heart and respiratory rate*. Virginia, United State.
18. Grúnes, R., & Kudrna, P. (2012). Czech Technical University in Prague. *Experimental tasks within the environment of an ICU simulated site*. Republic Chequia.
19. Guerrero, J. C. (2018). *Academia* . Obtenido de Sensor ultrasonico HC-SR04: https://www.academia.edu/31619948/Sensor_ultrasonidos_HC-SR04
20. Ibanez, E. (2013). *Academia*. Obtenido de Academia: <https://www.academia.edu/35875530/Balanza>
21. INE. (20 de agosto de 2014). *Manual de antropometria*. Panama.
22. Jimenez, M., & Navarrete, F. (26 de octubre de 2011). *Sistema de proximidad ultrasonico*. Mexico .
23. Lifshitz, A. (2014). *La medicina curativa y preventiva: Alcances y limitaciones*. Mexico.
24. Lima, A. L. (Noviembre de 2019). *TuaSaude*. Obtenido de TuaSaude: <https://www.tuasaude.com/es/frecuencia-cardiaca/>
25. Lozano, J. J. (19 de marzo de 2017). *Scielo*. Obtenido de Scielo: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0186-48662017000600723&lang=es

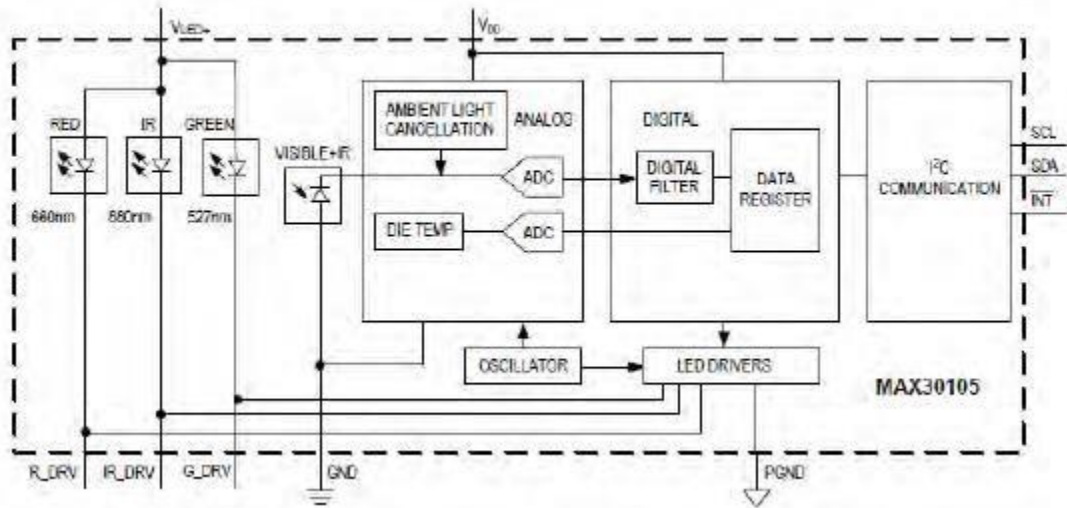
26. Maradiaga, N. (8 de diciembre de 2015). *Academia*. Obtenido de Academia: https://www.academia.edu/37230457/Informe_de_Sensor_Ultrasonico
27. Mejia, H. (2012). *Revista de la sociedad Boliviana de pediatria*. Obtenido de Oximetria de pulso : http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1024-06752012000200011&lng=es&nrm=iso&tlng=es
28. Naylamp Mechatronics. (25 de febrero de 2020). *Naylamp Mechatronics*. Obtenido de <https://naylampmechatronics.com/sensores/147-modulo-hx711-transmisor-de-celda-de-carga.html>
29. Nirala, N., Periyasamy, R., & Kumar, A. (18 de octubre de 2019). *Detection of type-2 diabetes using characteristics of toe photoplethysmogram by applying support vector machine*. United State: Elsevier.
30. OMS. (28 de Febrero de 2020). *Organizacion Mundial de la Salud*. Obtenido de <https://www.who.int/topics/obesity/es/>
31. OPS/OMS. (Diciembre de 2016). *Guia de estilos de vida saludable en el ambito laboal*. Tegucigalpa M.D.C, Honduras.
32. Organizacion mundial de salud. (2010). *Manual de oximetria de pulso global*. Ginebra. Obtenido de Manual de oximetria de pulso global: <http://www.lifebox.org/wp-content/uploads/WHO-Pulse-Oximetry-Training-Manual-Final-Spanish.pdf>
33. Penagos, S., Zalazar, L., & Vera, F. (10 de agosto de 2018). *Control de signos vitales. Guia para manejo de urgencias*. Bogota, Colombia .
34. Rafael, Q., & Ponce, L. (2018). ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL. *Diseño e implementacion de un sistema que permita controlar el uso del cinturon de seguridad en los asientos traseros mediante una reproduccion predeterminada como indicacion en un parlante*. Guayaquil, Ecuador. Obtenido de <http://www.dspace.espol.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/123456789/47473/D-CD106632.pdf?sequence=-1&isAllowed=y>

35. Rahman, A., Jahangir, T., & Khaled, K. (2017). BRAC university . *PORTABLE NON-INVASIVE CARDIAC HEALTH MONITORING DEVICE*. Dhaka, United State .
36. Ranana, D., Wilmette, Z., & Levy, I. (2003). *United State Patente nº US6832987B2*.
37. Rivera, J. (7 de septiembre de 2016). *Github*. Obtenido de <https://github.com/rpi-jefer/rpi-ultrasonido>
38. Roque, J. A. (2015). *Academia* . Obtenido de https://www.academia.edu/37033047/Celdas_de_carga
39. Sanchez, R., & Alfaro, M. (2018). Universidad autonoma de ciudad Juarez. *Medidor de distancia con sensor ultrasonico* . Juarez, Mexico.
40. SOLIDWORKS. (2020). *SOLIDBI*. Obtenido de <https://solid-bi.es/solidworks/>
41. spark fun electronics . (febrero de 2020). *sparkfun*. Obtenido de <https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/loadsensor.pdf>
42. Universidad de los Andes . (2010). *Academia*. Obtenido de Academia : https://www.academia.edu/36556464/PROTOCOLO_PARA_LA_TOMA_Y_REGISTRO_DE_MEDIDAS_ANTROPOMETRICAS_1
43. Valle, A. (2018). *Fundacion española del corazon* . Obtenido de Fundacion española del corazon : <https://fundaciondelcorazon.com/prevencion/riesgo-cardiovascular/frecuencia-cardiaca.html>
44. Villa, J. (2018). *Academia* . Obtenido de Monitor de signos vitales : https://www.academia.edu/19545728/Monitor_de_signos_vitales_Lm301
45. Villegas Gonzales, J., Villegas Arenas, O. A., & Villegas Gonzales, V. (2012). *Semiología de los signos vitales: Una mirada novedosa a un problema vigente*. Universidad de Manizales , Manizales.
46. Wang, L., Geng, S., & Lin, Y. (21 de Enero de 2019). *Detección de la frecuencia cardíaca con balistocardiograma: metodología mejorada basada en un filtro de tres capas*. China: Elsevier.

47. Wasekar, V., Gajbhiye, S., & Meshram, S. (10 de october de 2019). International journal of computer science and mobilecomputing. *Health monitoring system using lot and data analysis*. Nagpur, India.
48. Zhmud, V., & Kondratiev, N. (2018). Novosibirsk State Technical University,. *Application of ultrasonic sensor for measuring distances in robotics*. Rusia.

ANEXOS

Anexo 1. Diagrama de funcionamiento interno MAX30105



Fuente: (Wasekar, Gajbhiye, & Meshram, 2019)

Anexo 2. Características MAX30105

PRAMETER	SYMBOL	UNIT
Power-Supply Voltage	V_{DD}	1.7-2.0 V
LED Supply Voltage	V_{LED+}	3.1-5.25 V
Supply Current	I_{DD}	600-1100 μA
Supply Current in Shutdown	I_{SHDN}	600-1100 μA

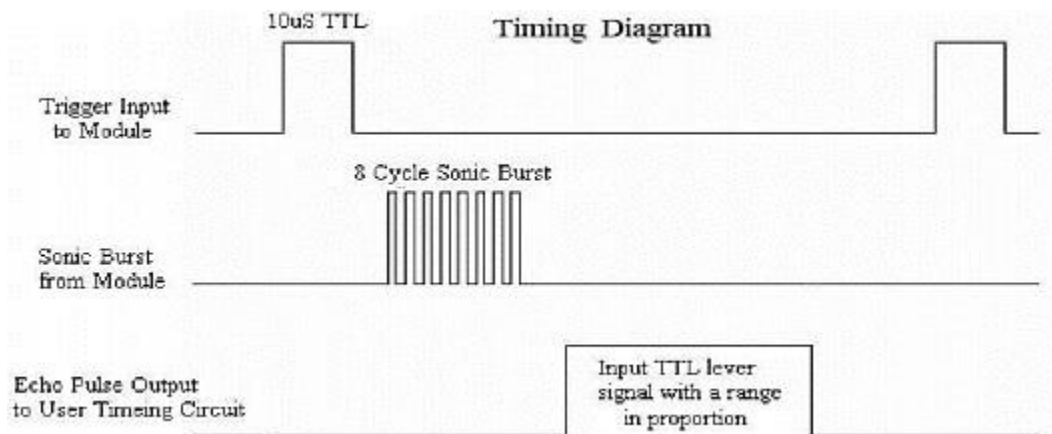
Fuente: (Wasekar, Gajbhiye, & Meshram, 2019)

Anexo 3. Parámetros eléctricos HC-SR04

Working Voltage	DC 5 V
Working Current	15mA
Working Frequency	40Hz
Max Range	4m
Min Range	2cm
MeasuringAngle	15 degree
Trigger Input Signal	10uS TTL pulse
Echo Output Signal	Input TTL lever signal and the range in proportion
Dimension	45*20*15mm

Fuente: (Elec freaks , 2018)


Anexo 4. Diagrama de tiempo HC-SR04



Fuente: (Elec freaks , 2018)

Anexo 4. Especificaciones SPO-2000

Physical	
ENCLOSURE	5.07 x 5.08 x 2.25 Inches (128.78 x 129.03 x 57.15 mm) ABS Plastic
WEIGHT	≤ 1 Lbs (≤ 0.45 Kg)
FACE PLATE	Lexan, Back printed
OPERATING RANGE	15 to 40 C
STORAGE RANGE	-20 to 65 C

Electrical	
POWER	12V, 600 mA DC 

Fuente: (BC Biomedical , 2006)

Anexo 5. Programación sensor HC-SR04

Formula
para
calcular
la
distancia

$$d = V \cdot (t/2)$$

V = velocidad del sonido

t = tiempo, que tarda la señal de ir del emisor al obstaculo y volver al receptor

""

```
import RPi.GPIO as GPIO
import time
```

```

GPIO.setmode(GPIO.BCM)

TRIG = 23                    #pin 23 como TRIG
ECHO = 24                    #pin 24 como ECHO
V      = 34300                # Velocidad del sonido
34300cm/s

print "Medicion de la distancia en curso"

GPIO.setup(TRIG,GPIO.OUT)    #TRIG como salida
GPIO.setup(ECHO,GPIO.IN)     #ECHO como entrada

GPIO.output(TRIG, False)    #TRIG en estado bajo
print "Espere que el sensor se estabilice"
time.sleep(2)                #Esperar 2 segundos

GPIO.output(TRIG, True)     #TRIG en estado alto
time.sleep(0.00001)         #Delay de 0.00001 segundos
GPIO.output(TRIG, False)    #TRIG en estado bajo

while GPIO.input(ECHO)==0:   #Comprueba si ECHO está en estado
bajo                          #Guarda el tiempo transcurrido,
    pulse_start = time.time()
mientras esta en estado bajo

while GPIO.input(ECHO)==1:   #Comprueba si ECHO está en estado
alto                            #Guarda el tiempo transcurrido,
    pulse_end = time.time()
mientras esta en estado alto

t = pulse_end - pulse_start   #Se obtienen la duración del pulso,
calculando la diferencia entre pulse_start y pulse_end

```

```

distancia = t * (V/2)           #Se multiplica la duración del
pulso, por 17150, para obtener la distancia
distancia = round(distancia, 2) #Se redondea a dos decimales

if distancia > 2 and distancia < 400: #Comprueba si la distancia está
dentro del rango

    print "Distancia: ",distancia,"cm" #Imprime la distancia

else:
    print "Fuera de Rango"           #Imprime fuera de rango

GPIO.cleanup()                  #Limpia los pines

```

Fuente: elaborado por autores

Anexo 6. Programación celdas de peso

```

#!/usr/bin/env
python3

import RPi.GPIO as GPIO # import GPIO
from hx711 import HX711 # import the class HX711

try:
    GPIO.setmode(GPIO.BCM) # set GPIO pin mode to BCM numbering
    # Create an object hx which represents your real hx711 chip
    # Required input parameters are only 'dout_pin' and 'pd_sck_pin'
    hx = HX711(dout_pin=21, pd_sck_pin=20)
    # measure tare and save the value as offset for current channel
    # and gain selected. That means channel A and gain 128
    err = hx.zero()
    # check if successful
    if err:
        raise ValueError('Tare is unsuccessful.')

    reading = hx.get_raw_data_mean()
    if reading: # always check if you get correct value or only False

```

```

        # now the value is close to 0
        print('Data subtracted by offset but still not converted to
units:',
            reading)
    else:
        print('invalid data', reading)

    # In order to calculate the conversion ratio to some units, in my case
I want grams,
    # you must have known weight.
    input('Put known weight on the scale and then press Enter')
    reading = hx.get_data_mean()
    if reading:
        print('Mean value from HX711 subtracted by offset:', reading)
        known_weight_grams = input(
            'Write how many grams it was and press Enter: ')
        try:
            value = float(known_weight_grams)
            print(value, 'grams')
        except ValueError:
            print('Expected integer or float and I have got:',
                known_weight_grams)

    # set scale ratio for particular channel and gain which is
    # used to calculate the conversion to units. Required argument is
only
    # scale ratio. Without arguments 'channel' and 'gain_A' it sets
    # the ratio for current channel and gain.
    ratio = reading / value # calculate the ratio for channel A and
gain 128
    hx.set_scale_ratio(ratio) # set ratio for current channel
    print('Ratio is set.')
    else:
        raise ValueError('Cannot calculate mean value. Try debug mode.
Variable reading:', reading)

    # Read data several times and return mean value
    # subtracted by offset and converted by scale ratio to
    # desired units. In my case in grams.

```



```
    print("Now, I will read data in infinite loop. To exit press 'CTRL +  
C'")  
    input('Press Enter to begin reading')  
    print('Current weight on the scale in grams is: ')  
    while True:  
        print(hx.get_weight_mean(20), 'g')  
  
    except (KeyboardInterrupt, SystemExit):  
        print('Bye :)')  
  
    finally:  
        GPIO.cleanup()
```

Fuente: elaborado por autores.