

# **Tarea de Toma de Signos Vitales Básicos con Robot Humanoide**

Proyecto de grado

**Laura Pardo Borrero**

Dirigido por Carlos Francisco Rodríguez Herrera



Universidad de Los Andes  
Departamento de Ingeniería de Ingeniería Mecánica  
Enero, 2021

# Agradecimientos

Comienzo por agradecer al profesor Carlos Francisco Rodríguez por guiarme durante este proceso. Sus valiosos comentarios me impulsaron a mejorar mis diseños y pensar más críticamente sobre cómo llegar al objetivo. Agradezco al grupo SinfonIA de la Universidad de Los Andes por permitirme utilizar a su robot Ópera. También agradezco a Juan Daniel Barreto por sus múltiples ideas y por hacer de abogado del diablo en momentos de duda. A mi familia, gracias por su apoyo.

*En memoria de Malteada.*

# **Resumen**

Este documento detalla el proyecto de grado, para la carrera de Ingeniería Mecánica, que consiste en el desarrollo de un prototipo de aditamento que permita que el robot Pepper de Softbank Robotics pueda desempeñar la labor de recorrer un piso de hospitalización recolectando los signos vitales de pacientes que se encuentren institucionalizados en una ala de baja complejidad de patologías de múltiples especialidades médicas y quirúrgicas en conjunto con el prototipo computacional desarrollado en la parte de este proyecto que corresponde a Ingeniería de Sistemas. Al ser un proyecto en conjunto con Ingeniería de Sistemas, los documentos comparten contenido entre secciones [40].

# Abstract

This document details the capstone project for Mechanical Engineering. This project consists of designing and manufacturing an attachment prototype that allows the robot Pepper from Softbank Robotics to carry out the task of performing rounds in a hospital ward collecting the vital signs of patients who are institutionalized in wings of low complexity pathologies for multiple medical and surgical specialties. It has been designed to work along a computational prototype developed in the part of this project that corresponds to Computer Science and Engineering. The end design uses commercial sensors and a 3D-printed cuff that goes around the robot's arm to perform this task. Additionally it takes a picture of a blood pressure monitor which is stored along the Raspberry Pi and Arduino used to interpret the signals from the sensors. Finally, the data is sent via email by the Raspberry Pi.

# Índice general

<b>Índice de figuras</b>	<b>6</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>9</b>
1.1. Alcance y objetivos . . . . .	10
1.1.1. Alcance . . . . .	10
1.1.2. Objetivos . . . . .	10
1.2. Investigación . . . . .	11
1.2.1. Antecedentes . . . . .	11
1.2.2. Medición de signos vitales . . . . .	12
1.2.3. Protocolos de bioseguridad . . . . .	18
<b>2. Definición del problema</b>	<b>20</b>
2.1. Árbol de objetivos . . . . .	21
2.2. Lista de restricciones . . . . .	21
2.3. Matriz de comparación . . . . .	22
2.4. Lista de funciones . . . . .	22
<b>3. Diseño del prototipo</b>	<b>23</b>
3.1. Conceptos de solución . . . . .	23
3.2. Sensores y equipos de medición . . . . .	25
3.2.1. Pulso cardiaco . . . . .	25
3.2.2. Pulsioximetría . . . . .	26
3.2.3. Temperatura . . . . .	27
3.2.4. Presión arterial . . . . .	28
3.3. CAD . . . . .	30
3.3.1. Medidas generales del robot . . . . .	30
3.3.2. Diseño preliminar . . . . .	31
3.3.3. Primer prototipo de pruebas . . . . .	33
3.3.4. Diseño final . . . . .	35

<b>4. Implementación del código para el sistema de medición de signos vitales</b>	<b>43</b>
<b>5. Validación</b>	<b>46</b>
5.1. Método . . . . .	46
5.1.1. Sensores . . . . .	46
5.1.2. Prototipo . . . . .	52
5.2. Validación de resultados . . . . .	53
5.2.1. Sensores . . . . .	53
5.2.2. Prototipo . . . . .	61
<b>6. Conclusiones</b>	<b>81</b>
<b>7. Trabajo futuro</b>	<b>82</b>
<b>8. Bibliografía</b>	<b>84</b>
<b>A. Bosquejos</b>	<b>88</b>
<b>B. Puertos</b>	<b>93</b>
<b>C. Intento fallido de integrar ambos sensores con el Arduino UNO</b>	<b>96</b>
<b>D. Código</b>	<b>97</b>
D.1. Python - Raspberry Pi . . . . .	97
D.2. Arduino . . . . .	100
<b>E. Imágenes adicionales del diseño del prototipo final</b>	<b>102</b>
<b>F. Resultado final de la impresión</b>	<b>108</b>
<b>G. Imágenes adicionales de la validación</b>	<b>115</b>
<b>H. Plan de trabajo y cronograma</b>	<b>118</b>

# Índice de figuras

1.1.	Pepper [1] . . . . .	11
1.2.	Curva fotopletismográfica [14] . . . . .	14
1.3.	Pulisioxímetro [25] . . . . .	15
1.4.	Termómetro infrarrojo [19] . . . . .	16
2.1.	Árbol de objetivos . . . . .	21
3.1.	Posición de descanso de Pepper . . . . .	24
3.2.	Sensor de pulso cardiaco [29] . . . . .	25
3.3.	Sensor MAX30100 [20] . . . . .	26
3.4.	Sensor MLX90614 [21] . . . . .	27
3.5.	Presión arterial [33] . . . . .	28
3.6.	Cámara para RaspberryPi [34] . . . . .	29
3.7.	Planos disponibles de Pepper [18] . . . . .	30
3.8.	Planos disponibles de Pepper[18] . . . . .	31
3.9.	Cubierta . . . . .	31
3.10.	Manilla . . . . .	32
3.11.	Manilla actualizada . . . . .	34
3.12.	Ensamble . . . . .	34
3.13.	Manilla final . . . . .	36
3.14.	Ensamble final . . . . .	37
3.15.	Cubierta final . . . . .	38
3.16.	Maleta . . . . .	39
3.17.	Otro ángulo de la maleta . . . . .	40
3.18.	Manija . . . . .	41
3.19.	Manija . . . . .	42
4.1.	Montaje Arduino y RaspberryPi con sensores . . . . .	44
5.1.	Demostración del método utilizado para medir la pulsoximetría . . . . .	47

5.2. Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la frente con el termómetro infrarrojo Berrcom . . . . .	48
5.3. Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la frente con el sensor MLX90614 . . . . .	49
5.4. Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la mano con el termómetro infrarrojo . . . . .	50
5.5. Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la frente con el sensor MLX90614 . . . . .	51
5.6. Validación del sensor MAX30100 . . . . .	53
5.7. Datos del sensor MAX30100 . . . . .	54
5.8. Datos del sensor MLX90614 para frente . . . . .	55
5.9. Datos del termómetro infrarrojo para frente . . . . .	56
5.10. Datos del sensor MLX90614 para mano . . . . .	57
5.11. Datos del termómetro infrarrojo para frente . . . . .	58
5.12. Validación del sistema integrado - datos . . . . .	59
5.13. Validación del sistema integrado - datos . . . . .	60
5.14. Validación del sistema integrado - varios pacientes . . . . .	60
5.15. Validación de la primera versión del prototipo de cubierta - sensor de pulso . . . . .	61
5.16. Validación de la primera versión del prototipo de cubierta - sensor de temperatura . . . . .	62
5.17. Validación de la primera versión del prototipo de cubierta - sensor de pulso . . . . .	62
5.18. Validación de la primera versión del prototipo del sistema de guías . .	63
5.19. Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MAX30100 . . . . .	64
5.20. Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MAX30100 . . . . .	65
5.21. Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MLX90614 . . . . .	65
5.22. Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MLX90614 . . . . .	66
5.23. Validación de la segunda versión del prototipo del sistema de guías . .	67
5.24. Validación de la segunda versión del prototipo del sistema de guías - fractura . . . . .	68
5.25. Validación de la segunda versión del prototipo con Pepper . . . . .	69
5.26. Validación de la segunda versión del prototipo con Pepper . . . . .	70
5.27. Validación de la segunda versión del prototipo con Pepper . . . . .	71
5.28. Validación de la segunda versión de la manilla - cables . . . . .	72
5.29. Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento . . . . .	73

5.30. Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento . . . . .	74
5.31. Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento . . . . .	75
5.32. Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento - . . . . .	76
5.33. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	77
5.34. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	78
5.35. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	79
5.36. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	80
A.1. Bosquejo . . . . .	89
A.2. Bosquejo . . . . .	90
A.3. Bosquejo . . . . .	91
A.4. Bosquejo . . . . .	92
B.1. Puertos del Arduino UNO [30] . . . . .	94
B.2. Puertos de la RaspberryPi [30] . . . . .	95
C.1. Resultados el intento de integrar ambos sensores con el Arduino UNO	96
E.1. Manilla final . . . . .	102
E.2. Manilla final . . . . .	103
E.3. Cubierta final . . . . .	103
E.4. Ensamble final . . . . .	104
E.5. Ensamble manilla y cubierta final . . . . .	104
E.6. Maleta final . . . . .	105
E.7. Maleta final . . . . .	105
E.8. Maleta final . . . . .	106
E.9. Ensamble de maleta y manija final . . . . .	106
E.10. Ensamble de maleta y manija final . . . . .	107
F.1. Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento . . . . .	109
F.2. Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento . . . . .	110
F.3. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	111
F.4. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	112
F.5. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	113
F.6. Validación de la primera versión de la maleta . . . . .	114
G.1. Validación prototipo versión 2 . . . . .	116
G.2. Validación prototipo versión 2 . . . . .	117

# **Capítulo 1**

## **Introducción**

El SARS-CoV-2 es un virus altamente contagioso que ha generado más de 80'000,000 contagios a nivel mundial, ha provocado más de 1'900,000 muertes y ha colapsado los sistemas de salud más robustos [39]. Si bien se ha avanzado en la forma de tratar y comprender el comportamiento del virus, todavía es incierto cuándo la pandemia que este ha generado llegará a su fin. Los trabajadores del sector salud se enfrentan al virus a diario, y lo seguirán haciendo por un tiempo considerable, por lo que su probabilidad de contagio es mayor. Es entonces imperativo hacer todo lo posible para protegerlos y asistirlos para desarrollar su labor de manera segura. Dado que este virus se transmite por medio de aerosoles, se podría considerar la disminución del contacto y exposición a personas infectadas como una estrategia de protección. Una forma de disminuir la exposición del personal de salud al virus es utilizando robots que realicen las tareas rutinarias para reducir el contacto que se tiene con pacientes infectados o con sospecha de infección a situaciones en los que sea estrictamente necesario que el personal de salud intervenga.

## **1.1. Alcance y objetivos**

### **1.1.1. Alcance**

El alcance de este proyecto desde el marco de Ingeniería Mecánica, dado que es un proyecto en conjunto con Ingeniería de Sistemas, corresponde al diseño y manufactura de un prototipo de aditamiento para la medición y registro de signos vitales así como una demostración física de las funcionalidades del prototipo y un informe escrito detallando el proceso, resultados, método y conclusiones.

### **1.1.2. Objetivos**

El proyecto consiste en diseñar los implementos y escribir el código para que el robot Pepper de Softbank Robotics [1] que se encuentra en el laboratorio Colivri de la Universidad de Los Andes pueda hacer rondas, interactuar con el paciente y sea capaz de registrar los signos vitales básicos de una persona: pulso, temperatura, oxigenación y presión arterial, idealmente sin la necesidad de entrar en contacto con el paciente.

El robot debe ser capaz de pasar rondas ya sea de forma autónoma o controlado por una persona en un ambiente conocido, estar en la capacidad de reconocer los valores de los signos vitales registrados y en caso de que sean anormales mandar un mensaje de alerta para que el personal médico tome las medidas correspondientes.

El código se realizará utilizando Android Studio y el *framework* NAOqi de Softbank y Aldebaran. Se manejará el ambiente de simulación qiBullet para el recorrido y el emulador de Android Studio para la interacción con el paciente. La conexión entre el sistema de sensado y el robot deberá lograr el paso de información al prototipo de aditamiento.

Los sensores del robot serán utilizados para evitar colisiones y ayudar con su localización. El robot tendrá un componente de interacción con el paciente para indicarle que acciones debe llevar a cabo para la toma de signos. El prototipo debe ser lo suficientemente liviano como para no causar sobrecalentamiento en los motores del robot y no interferir con los movimientos de este.



Figura 1.1: Pepper [1]

## 1.2. Investigación

### 1.2.1. Antecedentes

La utilización de robots en el ámbito médico es un fenómeno relativamente nuevo. Estos robots varían desde la reducción del error al realizar procedimientos quirúrgicos hasta el transporte de alimentos e insumos en los hospitales. El robot *Da Vinci* traduce los movimientos de la mano del cirujano en la consola en tiempo real, doblando y rotando el instrumental quirúrgico mientras realiza el procedimiento. Los instrumentos se mueven como una mano humana, pero con mayor amplitud de movimiento. El tamaño del instrumento hace posible que los cirujanos hagan operaciones mínimamente invasivas con mayor precisión[10]. CyberKnife ofrece un tratamiento no invasivo para tumores y otras alteraciones por medio de la radioterapia, esto incluye afecciones en todo el cuerpo, incluida la próstata, pulmón, cerebro, columna, cabeza y cuello, hígado, páncreas y riñón, y puede ser una alternativa a la cirugía para pacientes que tienen tumores considerados inoperables o quirúrgicamente complejos[7].

Otro ejemplo de estos robots en el ámbito médico es la gama de robots *LightStrike Germ-Zapping Robots* que sirven para desinfectar superficies al implementar una tecnología con una amplia gama de ondas UV germicidas (200-315 nm) que incluye tanto UV-B (280-315nm) como UV-C (200-280nm). Este rango extendido ofrece una intensidad germicida que penetra las paredes celulares de los microorganismos y causa

un daño irreparable. Eso es lo que hace que la luz ultravioleta de xenón pulsada de alta intensidad sea extremadamente rápida y eficaz para reducir la carga microbiana[5].

PARO es un robot interactivo avanzado desarrollado por AIST. Permite que los beneficios de la terapia de apoyo emocional animal se administren a pacientes en entornos como hospitalares e instalaciones de cuidados extendidos donde los animales vivos presentan dificultades de tratamiento o logísticas. PARO puede aprender a comportarse de la manera que el usuario prefiera y a responder a su nuevo nombre. Al interactuar con las personas, PARO responde como si estuviera vivo, moviendo la cabeza y las piernas, haciendo sonidos y mostrando su comportamiento preferido. PARO también imita la voz de una foca bebé real[6].

Por último el desarrollo más reciente y afín con este proyecto es del *Massachusetts Institute of Technology (MIT)*. Este robot utiliza visión por computador para medir la temperatura, la frecuencia respiratoria, el pulso y la saturación de oxígeno en sangre. El sistema de medición, que consiste de una cámara de infrarrojos más tres cámaras monocromáticas que filtran diferentes longitudes de onda de luz, fue montado en un robot de *Boston Dynamics* que puede caminar sobre cuatro patas, de manera similar a un perro. Los trabajadores de la salud pueden maniobrar con un control el robot hacia donde estén los pacientes. Para la temperatura corporal, el algoritmo lleva a que la cámara infrarroja mida la temperatura de la piel en la cara y el algoritmo correlaciona esa temperatura con la temperatura corporal central. El algoritmo también tiene en cuenta la temperatura ambiente y la distancia entre la cámara y el paciente, de modo que las mediciones se pueden tomar desde diferentes distancias, bajo diferentes condiciones climáticas y aún así ser precisas. Las mediciones de la cámara de infrarrojos también se pueden utilizar para calcular la frecuencia respiratoria del paciente. A medida que el paciente inhala y exhala con una máscara, su respiración cambia la temperatura de la máscara. Las tres cámaras monocromas filtran cada una una longitud de onda de luz diferente: 670, 810 y 880 nanómetros. Estas longitudes de onda permiten a los investigadores medir los ligeros cambios de color que resultan cuando la hemoglobina en las células sanguíneas se une al oxígeno y fluye a través de los vasos sanguíneos. El algoritmo de los investigadores utiliza estas medidas para calcular tanto la frecuencia del pulso como la saturación de oxígeno en sangre. El documento de este desarrollo está en etapa de revisión por pares [8].

### **1.2.2. Medición de signos vitales**

En esta etapa de la investigación se hizo énfasis en buscar métodos que permitieran hacer las mediciones sin contacto, sin embargo también se mencionan métodos con contacto. Adicionalmente se buscaron los valores de referencia normales. Es impor-

tante aclarar que diferentes enfermedades pueden hacer que estos valores de referencia tambien, sin embargo, aplican para una cantidad de la población considerable. En el cuadro 1 podemos apreciar los rangos dentro de los que se consideran normales los signos vitales:

Parámetro	Mínimo	Máximo
Frecuencia Cardiaco [lpm] <sup>a</sup>	60	100
Oxigenación [%]	95	100
Temperatura [°C]	36.5	37.4
Presión Arterial Sistólica [mmHg]	90	120
Presión Arterial Diastólica [mmHg]	60	80

Cuadro 1.1: Tabla de rangos de signos vitales para un adulto promedio [35] [36]

---

<sup>a</sup>lpm = Latidos por minuto

## Pulso

El primer método estudiado fue la fotopletismografía. Esta es una técnica óptica simple y de bajo costo que se puede utilizar para detectar cambios en el volumen de sangre en el lecho de tejido micro-vascular. A menudo se utiliza de forma no invasiva para realizar mediciones en la superficie de la piel. La onda de fotopletismografía comprende una onda fisiológica pulsátil (AC) que se atribuye a cambios cardíacos sincrónicos en el volumen de sangre con cada latido del corazón, y se superpone a una línea de base (DC) que varía lentamente con varios componentes de frecuencia más bajos atribuidos a la respiración, actividad simpática del sistema nervioso y termorregulación[13].

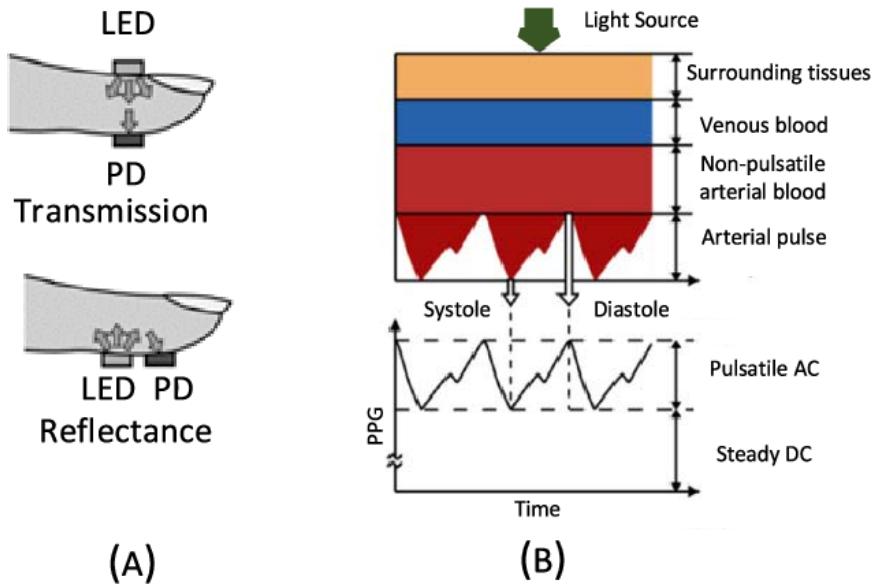


Figura 1.2: Curva fotopletismográfica [14]

Este es el principio que se utiliza en un pulsioxímetro. La absorción de la luz por parte de la sangre varía según el estado de oxigenación de la hemoglobina, la proteína responsable de transportar oxígeno en la sangre, y el flujo de esta. La hemoglobina oxigenada absorbe más luz infrarroja y permite que pase más luz roja. La hemoglobina desoxigenada permite que pase más luz infrarroja y absorbe más luz roja. El pulsioxímetro entonces mide la cantidad de luz que logra ser transmitida (no absorbida), se resta la luz mínima transmitida de la luz transmitida en el pico para cada longitud de onda con el fin de corregir los efectos de otros tejidos y permitir la medición únicamente de la sangre arterial. Luego, el procesador calcula la relación entre la medición de luz roja y la medición de luz infrarroja (que representa la relación entre hemoglobina oxigenada y hemoglobina desoxigenada). Posteriormente, el procesador convierte esta relación en SpO<sub>2</sub> a través de una tabla de búsqueda basada en la ley de Beer-Lambert [15]. Es importante mencionar que los pulsioxímetros dan medidas erróneas y pueden hasta no detectar el pulso cuando la extremidad que se está midiendo está muy fría.



Figura 1.3: Pulisioxímetro [25]

El siguiente método se deriva de la fotopletismografía. Como se dijo anteriormente cada vez que el corazón late, el flujo sanguíneo en las arterias aumenta ligeramente. La presencia de hemoglobina en la sangre absorbe luz, por lo que más luz es absorbida, disminuyendo así la cantidad de luz reflejada por la piel. Estas variaciones sutiles que ocurren en el color de la piel pueden no ser visibles a simple vista, pero quedan grabados en los píxeles de una imagen o fotograma de video tomados por cualquier cámara. Estas variaciones de color que pueden ayudar a los médicos a calcular el pulso (latido del corazón) de una persona. Los autores del documento *Contactless and Hassle Free Real Time Heart Rate Measurement with Facial Video* escogieron el rostro porque es la parte del cuerpo más expresiva y con la que mayor interacción. Entre las ventajas de este método es está el hecho de que no se requiere ningún equipo especializado ya que utilizaron una cámara web para llevar a cabo el análisis de la imagen, sin embargo, una de las mayores desventajas es que es sensible a la cantidad de luz en la habitación [23].

## Oxigenación

Actualmente hay tres formas de medir la oxigenación de la sangre. Las primeras dos son por medio de la fotopletismografía y métodos que se extienden de ella y la forma es la explicada en la sección anterior (pulso). La última forma es por medio de un gasometría arterial. Esta mide la acidez (pH) y los niveles de oxígeno y dióxido de carbono en la sangre de una arteria. Esta prueba se utiliza para comprobar qué tan bien los pulmones pueden transportar oxígeno a la sangre y eliminar el dióxido de

carbono de la sangre. Es bastante extensiva y sus resultados dan bastantes parámetros que no son importantes al momento de monitorear a un paciente de manera rutinaria. Adicionalmente, este examen es de tipo invasivo ya que requiere de la extracción de sangre del paciente [24].

## Temperatura

Los métodos para la medición de temperatura son relativamente simples. La primera opción y una de las más comunes es el termómetro de mercurio. Este tipo de termómetro utiliza el cambio de volumen del mercurio al ser calentado para determinar la temperatura del cuerpo. Otro tipo de termómetro sería el digital, que se puede conseguir en cualquier farmacia el cual contiene un termistor en la punta, el cual varía su resistencia según la temperatura, el termómetro digital hace la correlación entre resistencia y temperatura y la muestra en su *display*. Estos dos tipos de medición de temperatura requieren contacto por lo que se buscaron otras alternativas. Un termómetro cuya demanda se vio incrementada considerablemente durante la pandemia es el termómetro infrarrojo. Este tipo de termómetro emite una luz infrarroja y tiene una termopila que convierte la energía térmica infrarroja en electricidad y así obtiene una medida de la temperatura.



Figura 1.4: Termómetro infrarrojo [19]

## Presión arterial

Para medir la presión arterial con un esfigmomanómetro se coloca un brazalete alrededor de la parte superior del brazo estirado y se infla hasta que no pueda fluir sangre a través de la arteria braquial. Luego, se desinfla el brazalete. Tan pronto como la presión del aire en el brazalete descienda por debajo de la presión arterial sistólica en la arteria braquial, la sangre comenzará a fluir a través del brazo nuevamente. Esto crea un sonido fuerte cuando después de un latido de corazón las arterias se vuelven a cerrar y las paredes de los vasos se golpean entre sí. El sonido se puede escuchar colocando un estetoscopio cerca del codo. Este sonido es el indicador para medir la presión arterial sistólica, la presión cuando el corazón late, en el manómetro. El sonido se detiene cuando la presión del aire cae por debajo de la presión arterial diastólica en la arteria braquial. Cuando esto sucede los vasos sanguíneos permanecen abiertos. En ese momento, se puede leer la presión arterial diastólica en el manómetro [27]. La cifra se expresa de la siguiente forma:

$$\text{Presión Arterial} = \frac{\text{Sistólica}}{\text{Diastólica}} \quad \text{ej. } \frac{120}{70} \quad (1.1)$$

La versión digital del esfigmomanómetro opera con el principio explicado anteriormente pero utiliza vibraciones para medir la presión arterial. Estos dispositivos utilizan una bomba para inflar el brazalete sobre la parte superior del brazo o la muñeca. Los modelos más modernos tienen la capacidad de decidir cuánto debe inflarse el brazalete para alcanzar una presión de unos 20 mm Hg por encima de la presión sistólica. Como se mencionó anteriormente cuando está completamente inflado a esta presión, se corta el flujo sanguíneo a través de la arteria. A medida que se desinfla por debajo de la presión sistólica, empieza el flujo de sangre y sucede una vibración detectable en la pared arterial. Cuando la presión del manguito cae por debajo de la presión diastólica del paciente, la sangre fluye suavemente a través de la arteria en los pulsos habituales, sin que se produzca ninguna vibración en la pared. Las vibraciones ocurren en cualquier punto donde la presión del manguito es lo suficientemente alta como para que la sangre tenga que empujar la pared arterial para abrirla para fluir a través de la arteria. Las vibraciones se transfieren desde la pared arterial, a través del aire a un transductor que convierte las mediciones en señales eléctricas. Estos dispositivos digitales se desinflan aproximadamente a 4 mmHg por segundo, lo que a veces los hace parecer más lentos de usar que los dispositivos descritos al inicio de esta sección, sin embargo, resultan siendo más precisos [28].

Uno de los métodos sin contacto que se investigaron fue utilizar un radar doppler. Este es un método experimental que se explica en el paper “Non-Contact Blood Pressure Measurement Scheme Using Doppler Radar”. El paper explica que el principio que se

utiliza para medir la presión arterial es el de Pulse Transit Time (Tiempo de Tránsito de Pulso) que se refiere al tiempo tarda una onda de pulso en viajar entre dos puntos arteriales diferentes. En este paper los sujetos de prueba fueron cuatro hombres en sus 20s, y es necesario obtener datos de diferentes tipos personas, como ancianos y personas con sobrepeso, para confirmar que las ecuaciones utilizadas aplican varios tipos personas. Adicionalmente dentro de la discusión mencionan que la señal de fase del latido del corazón no se puede obtener cuando la señal del radar no incluye la información de los latidos causada por el movimiento del cuerpo y que se considera que la medición debe realizarse con menor movimiento corporal, como por ejemplo acostado en la cama. Se necesita una medición a largo plazo para determinar si el método propuesto necesita calibración de parámetros [26]. Este tipo de medición no es apropiado para lo que se quiere lograr con este proyecto ya que se requiere que la persona esté consciente y pueda interactuar con el robot.

### 1.2.3. Protocolos de bioseguridad

Si bien el robot no es capaz de contraer el virus en cuestión este estará transitando por áreas dónde hay personas que podrían contagiarse y además su proceso de carga requiere de una persona que haga la conexión y desconexión del cable. Es importante también saber los protocolos de desinfección para poder diseñar un prototipo cuya integridad no se vea afectada al ser desinfectado.

#### Desinfección

La Organización Mundial de la Salud (OMS) sacó en mayo de 2020 una guía para la desinfección de superficies ambientales. Según el documento las superficies ambientales en los entornos de atención médica incluyen muebles y otros elementos fijos dentro y fuera de las habitaciones y los baños de los pacientes, como mesas, sillas, paredes, interruptores de luz y periféricos de computador, equipos electrónicos, lavabos, inodoros, así como las superficies de equipos médicos no críticos, como bandas de presión arterial, estetoscopios, sillas de ruedas e incubadoras. Como este robot no reemplaza completamente la labor de cuidado sino disminuye el riesgo involucrado y se relaciona con algunos de los elementos mencionados como equipos médicos no críticos, se decidió que los protocolos y elementos de desinfección mencionados en este documentos son los adecuados.

El documento explica que la limpieza con agua, jabón (o un detergente neutro) y alguna forma de acción mecánica (cepillar o restregar) elimina y reduce la suciedad, los desechos y otras materias orgánicas como sangre, secreciones y excreciones, pero no mata los microorganismos. La materia orgánica puede impedir el contacto direc-

to de un desinfectante con una superficie y desactivar las propiedades germicidas o la acción de varios desinfectantes. La concentración de desinfectante y el tiempo de contacto también son fundamentales para una desinfección eficaz de la superficie. Por lo tanto, se debe aplicar un desinfectante químico, como cloro o alcohol, después de la limpieza para matar cualquier microorganismo restante. Es entonces importante tener dos fases de limpieza con los productos mencionados. Es importante resaltar que como se trata de aparatos electrónicos, no debe haber abundante agua ni acciones mecánicas muy fuertes, solo los suficiente para remover la materia orgánica y poder utilizar los químicos para terminar la desinfección. No se espera que bajo condiciones normales el robot adquiera mucha de esta materia ya que la acción de la toma de signos vitales será sin o con muy poco contacto.

Los agentes principales desinfectantes recomendados por la OMS son el hipoclorito de sodio y hipoclorito de calcio (comunmente conocido como cloro). Esto significa que cualquier plástico que se utilice estará seguro. Este tipo de compuestos pueden reaccionar con el metal por lo que para el diseño todos los componentes que no deban estar expuestos serán cubiertos por piezas plásticas [16].

## Bioseguridad

En lo que concierne a la bioseguridad lo mas importante es recordar que COVID-19 se transmite del portador a otros principalmente a través de gotas y contacto cercano sin protección. También existe la posibilidad de transmisión aérea a través de aerosoles producidos durante procedimientos médicos. Por lo tanto, el COVID-19 puede encontrarse en el ambiente de las instituciones médicas al cual todos son generalmente susceptibles y la transmisión del virus de persona a persona entre personal médico también se ha confirmado varias veces. Es entonces sumamente importante que el personal médico siga utilizando sus elementos de protección personal como si siguieran viendo pacientes sin la ayuda del robot y siguiendo todos los protocolos establecidos por las autoridades y su lugar de trabajo [17].

# **Capítulo 2**

## **Definición del problema**

Después de la fase de investigación y habiendo entendido las ventajas y desventajas de los diferentes métodos de toma de signos vitales, la importancia de la bioseguridad y los métodos de desinfección utilizados en ambientes médicos, se hizo la definición del problema. En esta sección se puede encontrar el árbol de objetivos, la lista de restricciones, la tabla comparativa y la lista de funciones que se describen en el libro “Engineering Design: A Project Based Introduction”.

## 2.1. Árbol de objetivos

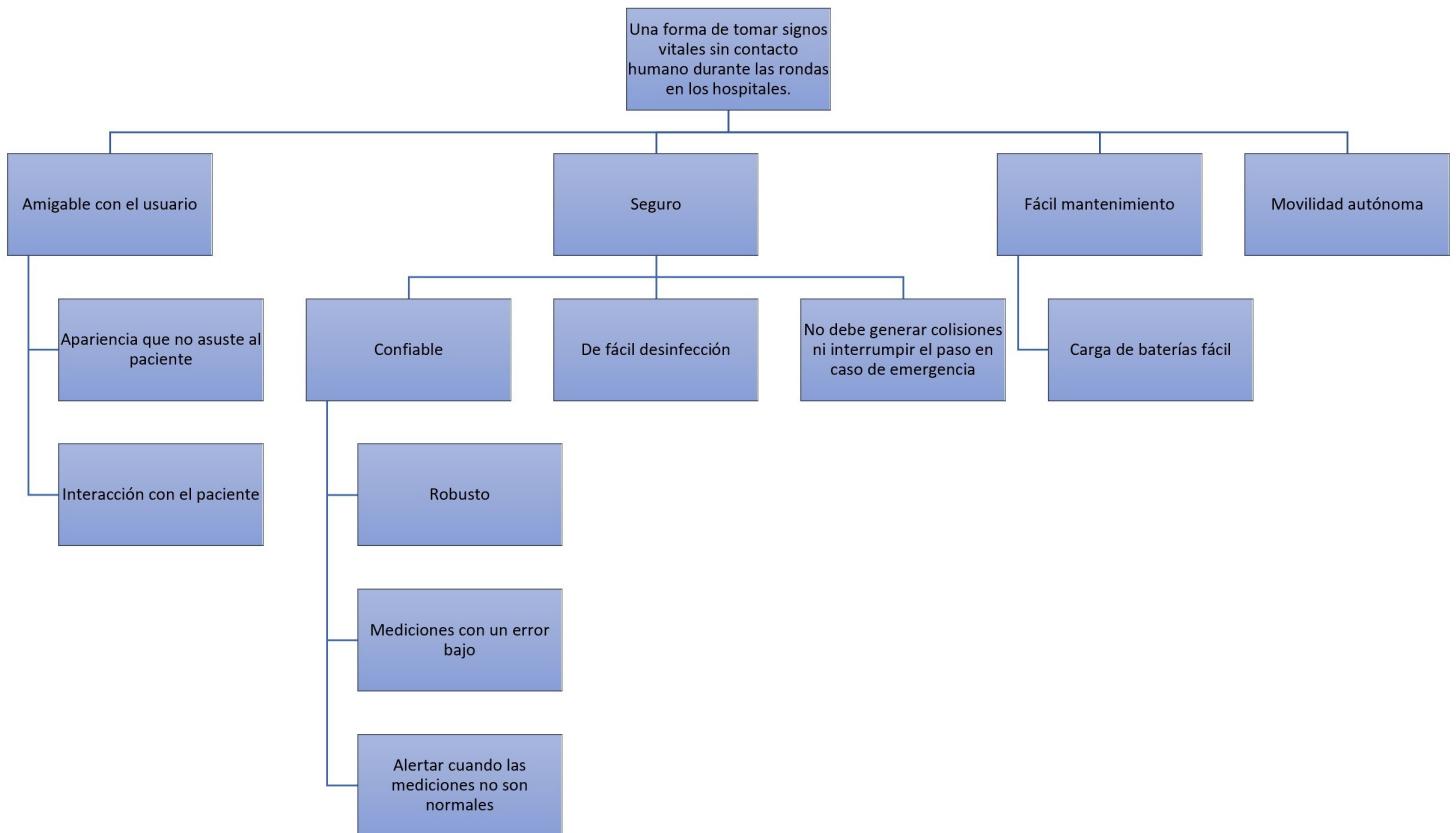


Figura 2.1: Árbol de objetivos

## 2.2. Lista de restricciones

- Debe poder desinfectarse
- Los materiales no pueden ser tóxicos
- No puede tener cables expuestos
- No puede tener riesgo de electrocutar al paciente
- No puede tener bordes afilados

- Debe ser lo suficientemente robusto como para soportar la interacción con el paciente
- Debe poder transitar por los corredores sin bloquearlos

## 2.3. Matriz de comparación

EN esta matriz se le asigna un puntaje a cada objetivo en comparación con los otros. 1 si es más importante que el del eje x, 0 si no. En la columna de total se suman los puntos en la fila y se determina la importancia global para tener en cuenta en el proceso de diseño.

Objetivo	Confiable	Amigable con el usuario	Fácil desinfección	Movilidad autónoma	Mantenimiento fácil	Total
Confiable	x	1	1	1	1	4
Amigable con el usuario	0	x	1	1	1	3
Fácil desinfección	0	0	x	0	1	1
Movilidad autónoma	0	0	1	x	1	2
Mantenimiento fácil	0	0	0	0	x	0

Cuadro 2.1: Matriz de comparación

## 2.4. Lista de funciones

- El prototipo debe permitir la medición del pulso del paciente
- El prototipo debe permitir la medición de la presión arterial del paciente
- El prototipo debe permitir la medición de la temperatura del paciente
- El prototipo debe permitir la medición de la oxigenación del paciente
- El robot debe ir de cuarto en cuarto tomando los signos
- El prototipo debe alertar cuando los signos de los pacientes se salen de los rangos normales/apropiados
- El robot debe interactuar con el paciente para que la toma de signos sea correcta según el diseño del prototipo

# Capítulo 3

## Diseño del prototipo

### 3.1. Conceptos de solución

Antes de definir un diseño o tipo de diseño se optó por hacer varios bosquejos de soluciones al problema con diferentes posicionamientos en el robot, algunos con motores servo, otros haciendo supuestos sobre los sensores. En el apéndice A se pueden encontrar dichos bosquejos. Luego de tener dichos bosquejos se analizó la viabilidad del diseño. Por ejemplo, la figura A.1 muestra un diseño que asemeja un collar. El problema de dicho diseño era que cuando Pepper descansa, lo cual se descubrió puede pasar sin aviso previo, inclina su cabeza completamente hacia adelante eliminando cualquier espacio que pudiera existir entre la tablet como se puede apreciar en la figura 3.1. Cualquier objeto que se sitúe entre la cabeza de Pepper y la tabletaría representar un peligro para sus motores o el objeto por lo que se decidió dejar esta zona completamente libre.

En este bosquejo también se puede apreciar algo que asemeja un contenedor de sensores en los hombros de Pepper. Si bien parecía una opción viable, no se adaptaba a diferentes alturas de personas en caso de que fuera necesario apuntar los sensores hacia alguna parte específica del paciente.



Figura 3.1: Posición de descanso de Pepper

Se consideró utilizar la cabeza de Pepper para posicionar los sensores, no obstante, la presencia de sensores y de puertos a los que puede ser necesario acceder tomaron gran peso a la hora de decidir dónde posicionar el prototipo de aditamento. Otra idea que se tuvo al respecto fue utilizar la cámara situada en la cabeza de Pepper para tomar algunos de los signos vitales del paciente por medio de análisis de imagen fotopletismográfico. Esta opción ayudaba a disminuir el peso extra que Pepper debería cargar al utilizar el prototipo ya que utilizaba elementos que hacían parte del robot.

Luego de analizar las ventajas y desventajas de cada bosquejo e idea y revisar su cumplimiento de las funciones y restricciones del proyecto se optó por desarrollar un diseño en torno al brazo de Pepper. Este miembro presentaba la opción de acercar o alejar el prototipo del hombro donde se encuentra el motor en caso de que fuera más pesado para reducir el torque efectuado en este. Adicionalmente permitía controlar el objetivo de los sensores sin necesidad de motores externos, simplificando el cableado y evitando incurrir en peso adicional. Por último, este tipo de diseño no se veía afectado por los descansos sin aviso de Pepper ya que cuando esto sucede sus brazos de este quedan colgando a los lados.

## 3.2. Sensores y equipos de medición

### 3.2.1. Pulso cardiaco

Al inicio del proceso de prototipado se utilizó un sensor de pulso cardiaco compatible con Arduino cuya salida era análoga por lo que se decidió utilizar este dispositivo junto a la Raspberry pi la cual tiene la capacidad de, sin necesitar módulos extra, conectarse a internet y así mandar los correos electrónicos con los datos por paciente. Como se puede ver en la figura 3.2 este sensor es circular y se ve reflejado en el diseño preliminar. Este sensor funciona con el principio de la pletismografía mencionado en la investigación, sin embargo, carece del componente que le permite medir la oxigenación por lo que se buscó un sensor que pudiera hacer ambos y se encontró el MAX30100 que se encuentra a continuación.



Figura 3.2: Sensor de pulso cardiaco [29]

### 3.2.2. Pulsioximetría

El sensor MAX30100 es de tipo I2C que se conecta a los puertos A4(SDA) y A5(SCL) del Arduino UNO o a los puertos específicos para esto, SCL y SDA. El esquema de los puertos puede verse en la figura B.1 del Apéndice B. Para utilizar este sensor hay que descargar la librería MAX30100lib. Esta contiene ejemplos de cómo utilizarlo que sirvieron para la validación del sensor y generación del código unificado. Para esto fue conectado a los siguientes pines 3.3V, GND, SCL y SDA. Como se puede ver en la figura 3.3 el sensor cuenta con 5 puertos, sin embargo, para esta implementación no es necesario utilizar el puerto INT.

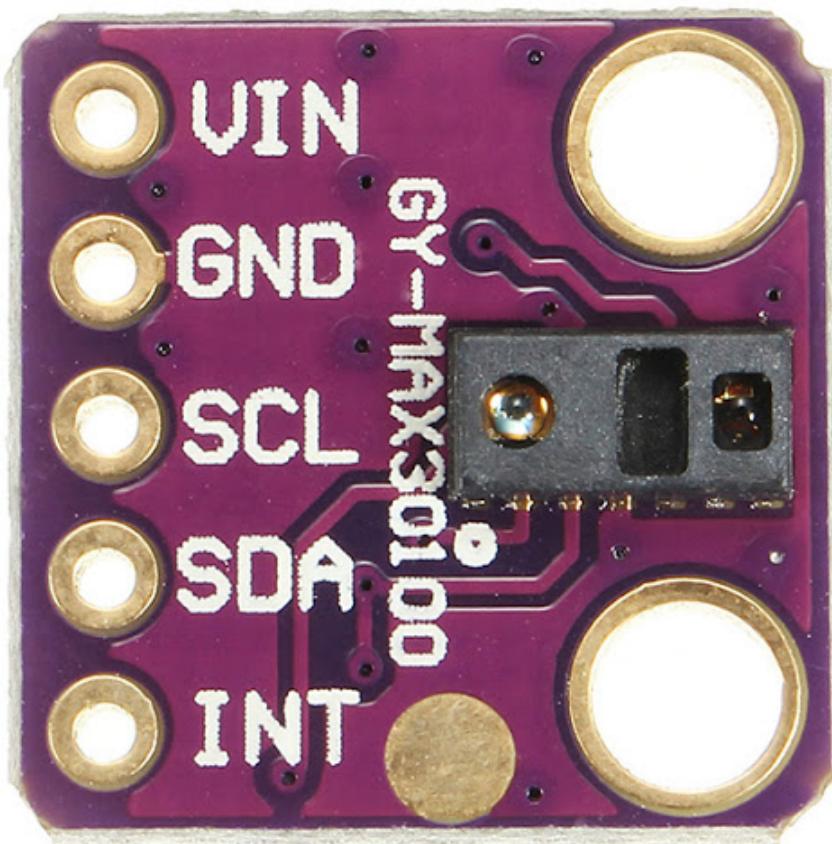


Figura 3.3: Sensor MAX30100 [20]

### 3.2.3. Temperatura

El sensor de temperatura utilizado fue el MLX90614 el cual es infrarrojo. Este opera con 5 voltios. Su resolución es de 0.1 °C. La librería que se descargó fue la PyMLX90614. Este sensor también funciona con el protocolo de comunicación serial I2C por lo que se puede conectar a los mismos puertos del Arduino que el sensor MAX30100, sin embargo se descubrió que había interferencia entre los dos sensores y se optó por utilizarlo con el RaspberryPi. Este se conecta a los puertos SCL, SDA, 5V y GND que corresponden a los números 5, 3, 4 y 6 respectivamente de la figura B.2 del Apéndice B.

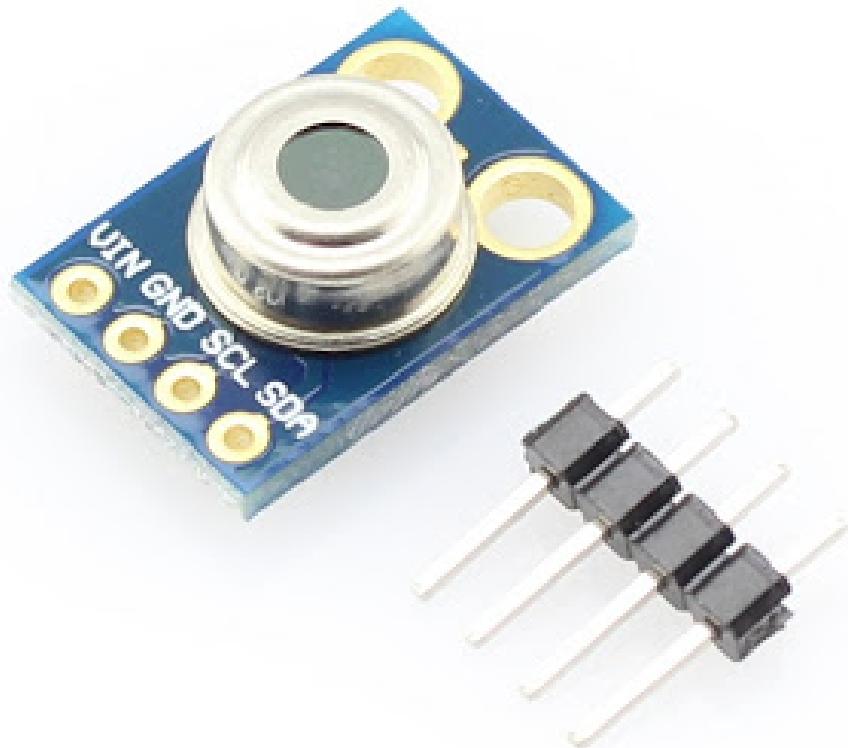


Figura 3.4: Sensor MLX90614 [21]

### 3.2.4. Presión arterial

Para medir la presión arterial se escogió el Panasonic Upper Arm Blood Pressure Monitor (figura 3.6) porque infla automáticamente el brazalete, es fácil de operar y es confiable. Tensiómetro no provee salida de datos y es muy complejo como para intentar desarmarlo y obtener los datos por medio de los circuitos que se encuentran adentro. Es por esto que se decidió utilizar un método no invasivo y tomarle una foto a la pantalla, la cual se adjunta en el correo electrónico.



Figura 3.5: Presión arterial [33]

La cámara utilizada es compatible con RaspberryPi, se conecta directamente a un puerto especializado y puede ser operada fácilmente por medio de comandos en la terminal o por medio de programas de Python. Por su pequeño tamaño y bajo peso resulta una buena opción para este proyecto ya que se esta previniendo la sobrecarga de los motores de Pepper pero se debe tener en cuenta su posición, el largo y flexi-

bilidad de la banda que la conecta con el RaspberryPi. Otra ventaja de utilizar esta cámara es su bajo costo.



Figura 3.6: Cámara para RaspberryPi [34]

### 3.3. CAD

#### 3.3.1. Medidas generales del robot

Como se puede ver en las figuras 3.7 y 3.8 las medidas que se pueden obtener por medio de la documentación de Pepper corresponden en general a la abarcadura del robot cuya geometría es compleja por lo que una medición física en vez de estimada fue importante para el éxito del proyecto en espacial cuando se requiere que el prototipo no se desacomode cuando el robot se mueve o cuando el paciente interactúe con él.

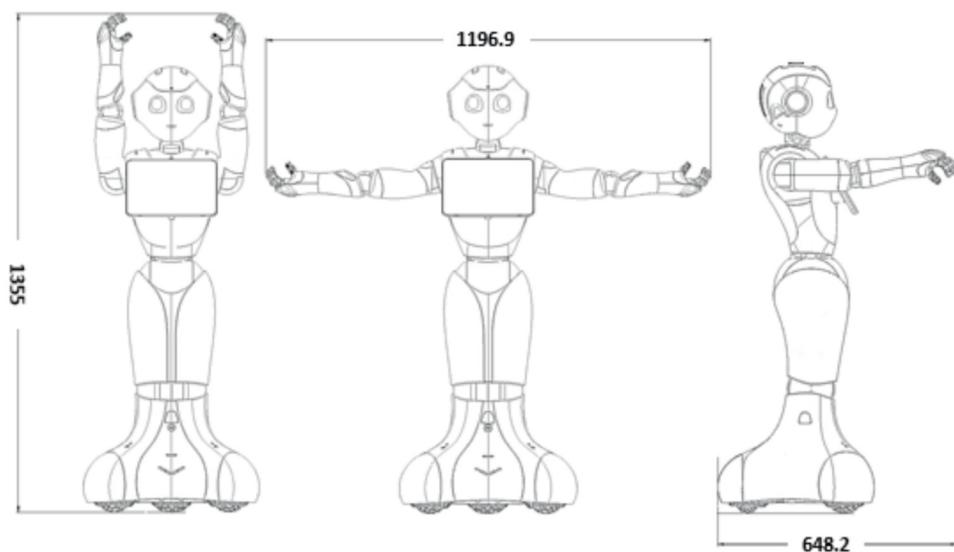


Figura 3.7: Planos disponibles de Pepper [18]

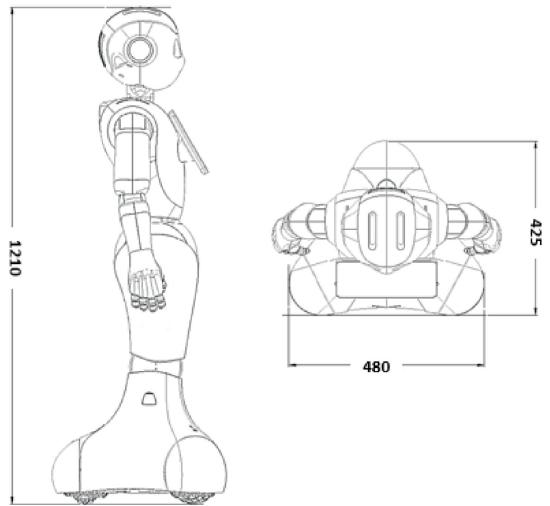


Figura 3.8: Planos disponibles de Pepper[18]

### 3.3.2. Diseño preliminar

Con las estimaciones obtenidas de las medidas generales y los primeros sensores seleccionados se realizó el primer prototipo en el que el sensor de temperatura queda apuntando hacia la mano del paciente mientras este pone su dedo sobre el sensor de ritmo cardiaco. Este consta de dos partes: la manilla (Figura 3.10) y la cubierta (Figura 3.9).

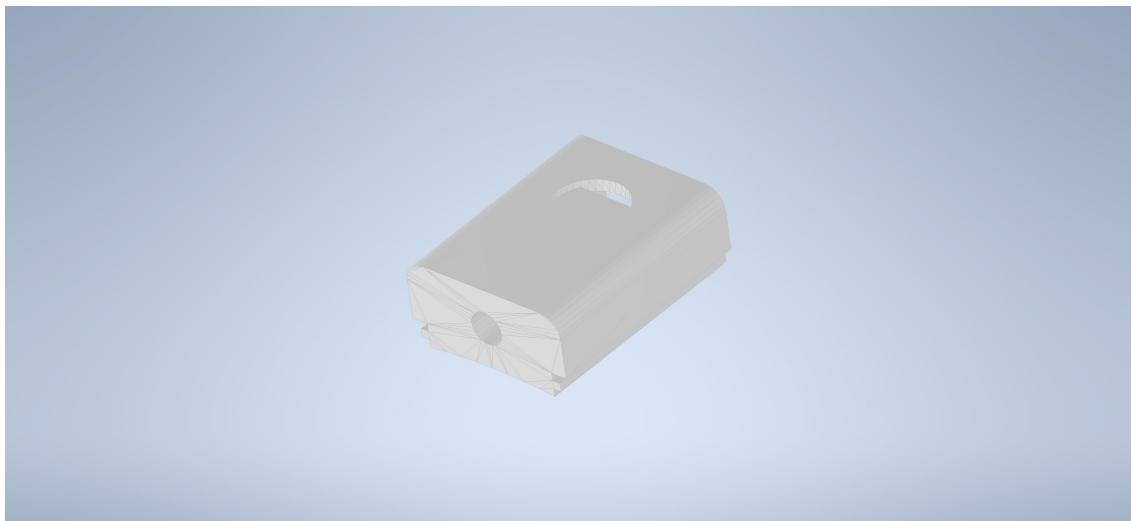


Figura 3.9: Cubierta

La cubierta actúa como protección ante el ambiente y le da al paciente un lugar de donde agarrarse pero que al mismo tiempo evita que apoye mucho su peso en el brazo de Pepper para no sobrecargar los motores. Adicionalmente permite organizar los cables y adentro y que salgan por un mismo lugar permitiendo cubrirlos todos para que no representen ningún peligro al paciente. Por último, es de carácter removible, lo que permite fácil mantenimiento en caso de que sea necesario. La holgura es pequeña entre las guías que se encuentran en la manilla para que no sea sacado por accidente de su lugar, se recomendaría usar algún tipo de adhesivo que no sea difícil de remover si se quisiera más seguridad.



Figura 3.10: Manilla

Por su parte, la manilla provee las guías para la cubierta y tiene una apertura en su parte inferior para que sea posible abrirla un poco al momento de insertarla o quitarla del brazo de Pepper. En este primer diseño se tuvo en cuenta también que los bordes en la medida de lo posible fueran redondeados para que la experiencia fuera más segura para el usuario.

Esta versión del prototipo se puede desinfectar debido a que la impresión se hizo con ABS lo que significa que los materiales no son tóxicos. Al no poder ponerle la cubierta a la manilla los cables quedan expuestos y el paciente, aunque muy improbable podría presentar riesgo de electrocución. Como se puede ver en las figuras y no presenta bordes afilados. Las mejoras necesarias para la siguiente versión incluyen mejorar el sistema de guías para que la cubierta pueda cubrir los cables y las conexiones de los sensores, una un cambio en la geometría de la manilla para asegurar un

mejor ajuste, y agrandar los agujeros de los sensores para que puedan quedar mejor posicionados. Este prototipo todavía no era capaz de medir la presión arterial del paciente.

### **3.3.3. Primer prototipo de pruebas**

Luego de tener por fin acceso al robot para tener medidas más acertadas, se le hicieron más cambios al diseño preliminar. Se mantuvo el mecanismo de guías, se adaptó la cubierta a el nuevo sensor de pulsioximetría y se adaptó la forma de la manilla para que se adaptara mejor al brazo con el propósito de disminuir el deslizamiento por parte de esta en el brazo. Por último se disminuyeron algunos grosores para que el prototipo fuera lo más liviano posible.

Como se puede apreciar en la figura 3.11 la manilla presenta un leve cambio de sección. También se puede apreciar como no todos los bordes están redondeados porque la prioridad de este diseño era confirmar que el ajuste con respecto al brazo de Pepper fuera correcto y reflejara mejor la geometría de este. En esta versión el agujero para los cables se agrandó un poco más y se elevó más la cubierta para poder darle a los cables que se conectan con el sensor de pulsoximetría suficiente espacio para doblarse y no ponerlos bajo esfuerzos innecesarios. En esta versión se intentó compensar mejor el mecanismo de guías para compensar la expansión del (Acrilonitrilo butadieno estireno) ABS utilizado para la impresión 3D pero al mismo tiempo intentando mantener la holgura lo más pequeña posible.

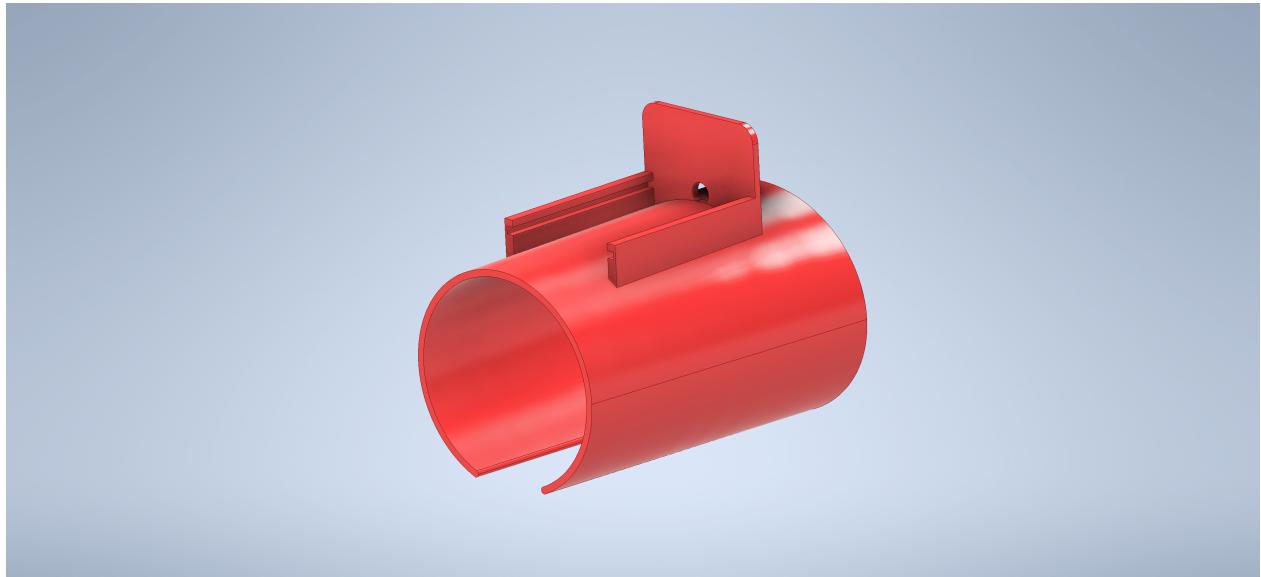


Figura 3.11: Manilla actualizada

En la figura 3.12 se puede apreciar el ensamble con los cambios. El sensor MAX30100 es cuadrado a diferencia del sensor de ritmo cardiaco que era redondo por lo que se adecuó la cubierta para que quedara embebido correctamente conservando una holgura mínima. El agujero para las conexiones también fue cambiado para poder adaptarse al sensor.

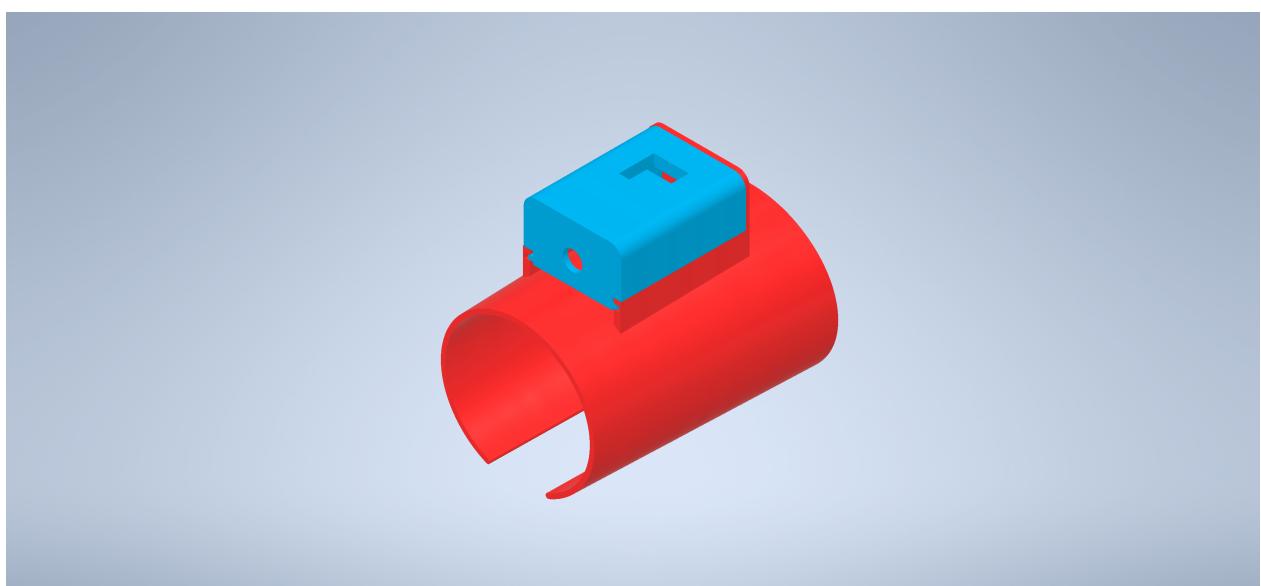


Figura 3.12: Ensamble

Esta versión del prototipo, al igual que la primera, se puede desinfectar y no es tóxico por el material utilizado. A esta versión tampoco se le pudo poner la cubierta a la manilla por lo que los cables seguían quedando expuestos y el paciente, aunque muy improbable podría presentar riesgo de electrocución. Como se puede ver en las figuras y no presenta bordes afilados pero podrían suavizarse un poco los bordes de las guías. Las mejoras necesarias para la siguiente versión incluyen mejorar el sistema de guías para que la cubierta pueda cubrir los cables y las conexiones de los sensores, acortar la longitud de la manilla para reducir su peso pero incrementar el grosor de ciertas partes para darles más robustez, y agrandar el agujero del sensor de temperatura para que pueda quedar mejor posicionado. Este prototipo tampoco era capaz de medir la presión arterial del paciente.

### **3.3.4. Diseño final**

El objetivo principal del diseño final fue facilitar el montaje del prototipo en Pepper y hacerlo un poco más robusto para evitar rupturas como la de las guías. La ranura inferior ofrecía la capacidad de abrirse un poco para poder ser posicionada en el brazo, sin embargo, se notó que corría el riesgo de romperse si se hacía mucha fuerza por lo delgado que es. Por lo tanto, se decidió agrandar la ranura para no exponer el prototipo y que sea más fácil posicionarlo, esto puede ser visto en la figura 3.13. Otra modificación que se le hizo fue aumentar el grosor de las guías ya que al tratar de introducir la cubierta uno de ellos se fracturó. El sistema de guías también fue modificado para lograr un mejor ajuste entre las piezas. Por último, se redujo la longitud del prototipo ya que se identificó que era una oportunidad para disminuir el peso y podía posicionarse mejor en términos de no interferir con las articulaciones del robot como se puede apreciar en la figura 3.15.

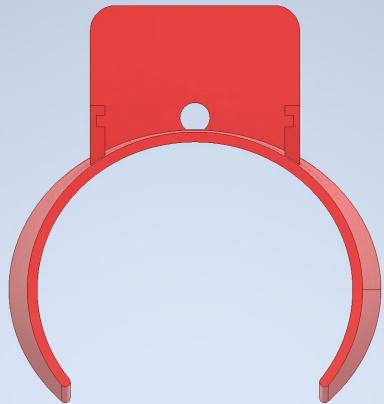


Figura 3.13: Manilla final

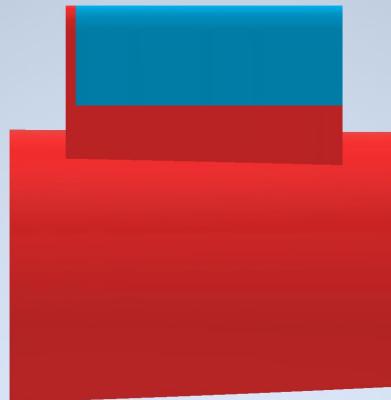


Figura 3.14: Ensamble final

A la cubierta solo se le realizaron dos cambios con el propósito de mejorar el funcionamiento del sistema de guías. Se incrementó el espacio entre la parte que va adentro de la guía y la parte superior de la cubierta y se extendió hacia afuera la parte que va adentro de la guía. Estos cambios pueden no ser tan notorios a simple vista pero se evidencian en la validación. Todos los cambios realizados tuvieron en cuenta la expansión del plástico en el proceso de impresión 3D lo mejor que se pudo.

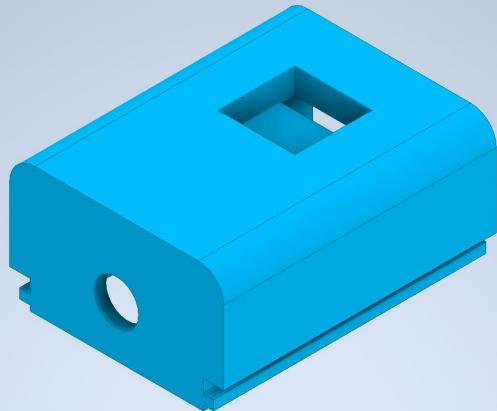


Figura 3.15: Cubierta final

A este diseño final se le agregó una forma de cargar el tensiómetro, el Arduino, RaspberryPi y una batería portátil: la maleta. Esta maleta tiene un compartimiento para el Arduino (izquierda), uno para el RaspberryPi (derecha) y uno para la batería. El tensiómetro queda con el compartimiento que contiene el brazalete arriba donde el paciente puede acceder fácilmente a el para poder ponérselo en el brazo. El agujero cuadrado del costado izquierdo permite cargar la batería sin tener que sacarla de la maleta. El agujero circular es para la manija que permite que la persona presione el botón del tensiómetro sin tener que sacarlo de la maleta. Los dos agujeros circulares pequeños que se pueden ver en la figura 3.16 son para los cables que conectan los sensores al Arduino y al RaspberryPi. En la figura 3.17 también se puede ver un agujero rectangular en la base del compartimiento del RaspberryPi el cual permite que la cámara salga por debajo y quede asegurada en la estructura en forma de u. Esto ayuda a que el movimiento se disminuya y por ende aumente la nitidez. Al lado del compartimiento también hay otro agujero que permite que el cable que provee electricidad desde la batería salga para poder conectarse a esta. Por último en esta figura también se pueden apreciar los mecanismos que permiten pasar las correas que permitirán a Pepper cargar la maleta. Estas deben ser de tela o plástico para asegurar

la flexibilidad suficiente para poder pasárlas por sus brazos y que queden sobre sus hombros sin que interfieran con las articulaciones o la tablet.

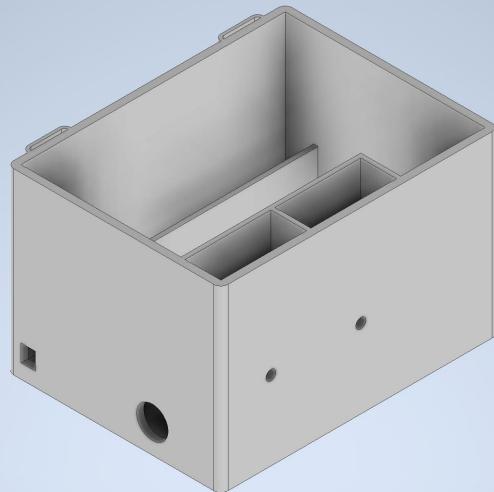


Figura 3.16: Maleta

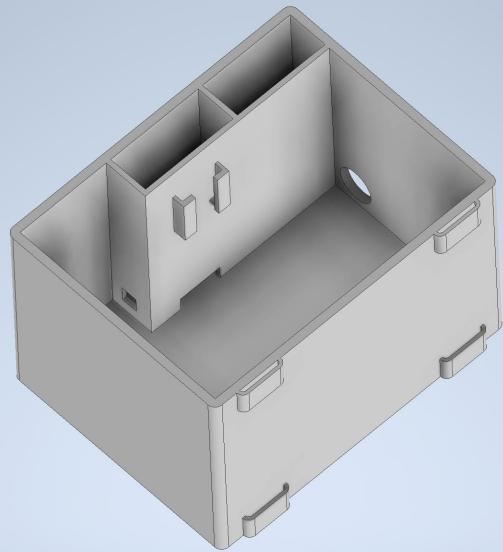


Figura 3.17: Otro ángulo de la maleta

A continuación se puede observar la manija diseñada para la maleta. Es de fácil agarre y la geometría no es complicada para evitar que se acumulen partículas orgánicas y permitir una fácil desinfección. Este componente, al ser una sola pieza y por el tipo de ajuste debe ser impreso ensamblado con la maleta. En la figura 3.19 se puede apreciar cómo debe verse el ensamble. Para garantizar la mayor cantidad de luz posible para la foto, lo ideal sería que la maleta sea de un polímero transparente como Polimetilmetacrilato (PMMA) o policarbonato.



Figura 3.18: Manija

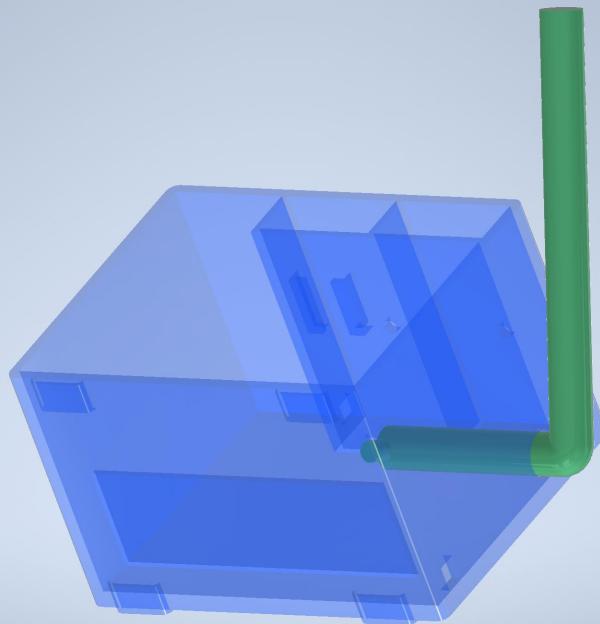


Figura 3.19: Manija

Esta última versión del prototipo permite la medición del pulso, la presión arterial, la temperatura y la oxigenación del paciente. El prototipo es portable por lo que permite que el robot recorra las habitaciones tomando los signos vitales de los pacientes. El prototipo alerta cuando la temperatura de los pacientes se salen de los rangos normales/apropiados. Por último trabaja en conjunto con el prototipo computacional para tomar las mediciones. Cumpliendo así con las funciones planteadas al inicio de este documento. También se cumplen las restricciones planteadas, por los materiales utilizados y/o planteados, la desinfección es posible y se garantiza que no son tóxicos. Los cables no quedan expuestos ya que se dirigen por agujeros y están cubiertos por plástico evitando poner al paciente en riesgo. No contiene bordes afilados y aguanta que una persona mueva la cubierta que se encuentra en la manija en varias direcciones lo que evidencia su robustez. Por último es lo suficientemente pequeño como para no alterar las dimensiones generales del robot considerablemente.

En el apéndice E se pueden consultar más imágenes del diseño final.

## **Capítulo 4**

# **Implementación del código para el sistema de medición de signos vitales**

Esta implementación utiliza una RaspberryPi 3 Model B y un Arduino UNO como se puede ver en la figura 4.1. El sensor MAX30100 está conectado al Arduino y el MLX90614 al RaspberryPi debido a que no fue posible hacer la implementación de ambos sensores en el Arduino. Si bien el dispositivo cuenta con pares de puertos para la comunicación I2C parece haber interferencia cuando se conectan dos sensores y cuando se hizo el ensayo las medidas del MAX30100 fueron correctas pero la temperatura que el sensor MLX90614 registraba era de 1037 °C (figura C.1), lo cual no tiene sentido según los resultados de la validación del sensor por separado. Por esto se decidió hacer la implementación con Python y RaspberryPi que integra con el sistema de lectura serial y correo electrónico.

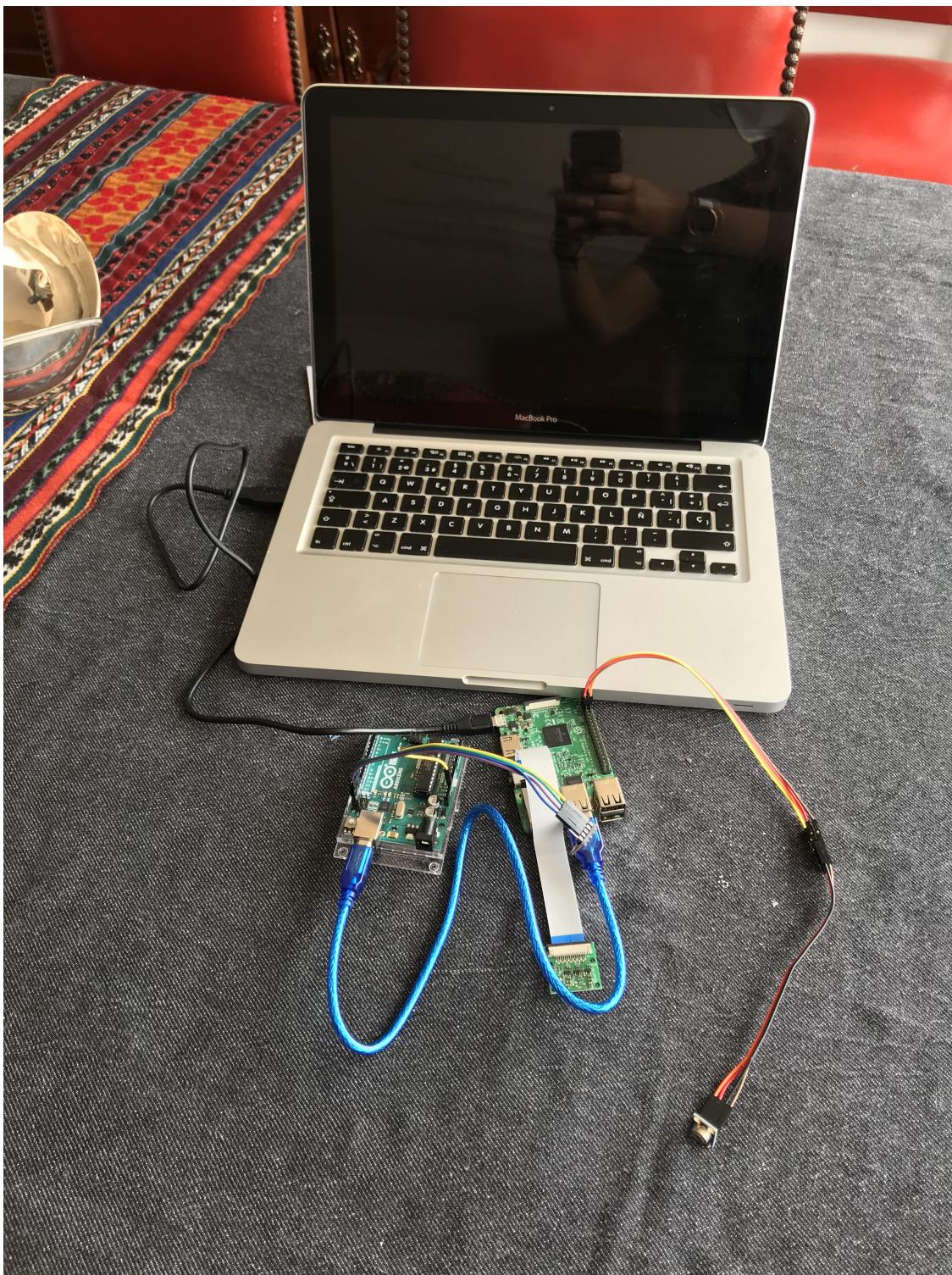


Figura 4.1: Montaje Arduino y RaspberryPi con sensores

En el código de apéndice D se puede ver dentro de los comentarios qué hace cada parte y algunas justificaciones para los tiempos de espera para poder llevar a cabo la recopilación de los datos. Al destinatario se le envía una foto de la lectura del tensiómetro digital, la lectura de 19 medidas de SpO<sub>2</sub> debido a la variabilidad del pulso cardíaco un promedio no se considera tan valioso como varias medidas. Con más información el personal médico puede tomar mejores decisiones y se puede minimizar el impacto de errores en la medición. En cuanto la temperatura se toman 500 medidas y se saca el promedio, en este caso tener todas las medidas no es tan importante ya que la temperatura de una persona no cambia tanto en un espacio de tiempo tan corto como el de la medición de signos vitales. En este caso es más importante saber cual es el promedio para ver si hay fiebre o indicios de esta.

En el montaje real, no se utiliza la conexión con el computador sino con una batería portátil que será cargada al mismo tiempo que el robot cuando termina de hacer su ronda para garantizar que el RaspberryPi no se apague y que la batería sea suficiente para llevar a cabo la medición de signos vitales.

El código del Arduino es el ejemplo que provee la librería con algunos cambios menores como el tiempo entre medidas (REPORTING\_PERIOD\_MS) y la velocidad de transmisión (115200). Incrementar el tiempo entre medidas causa una reducción en la variabilidad de estas. El código modificado puede ser encontrado en el apéndice D.

# **Capítulo 5**

## **Validación**

### **5.1. Método**

#### **5.1.1. Sensores**

Antes de integrar los sensores se hizo una validación de las medidas tomadas por cada uno. Para el sensor de pulsioximetría se tomaron los datos en simultáneo con un pulsioxímetro convencional y se hizo la comparación de las mediciones contemplando el promedio y de los datos y su variabilidad. Como este tipo de sensores son sensibles a la temperatura de la extremidad que se está midiendo, se revisó que ambos estuvieran más o menos a la misma temperatura. El dedo medio de la mano izquierda que fue el del pulsioxímetro (figura 5.6) estaba a 36.1 °C y el dedo índice de la mano derecha que fue el que se utilizó para el sensor estaba a 36.4 °C.

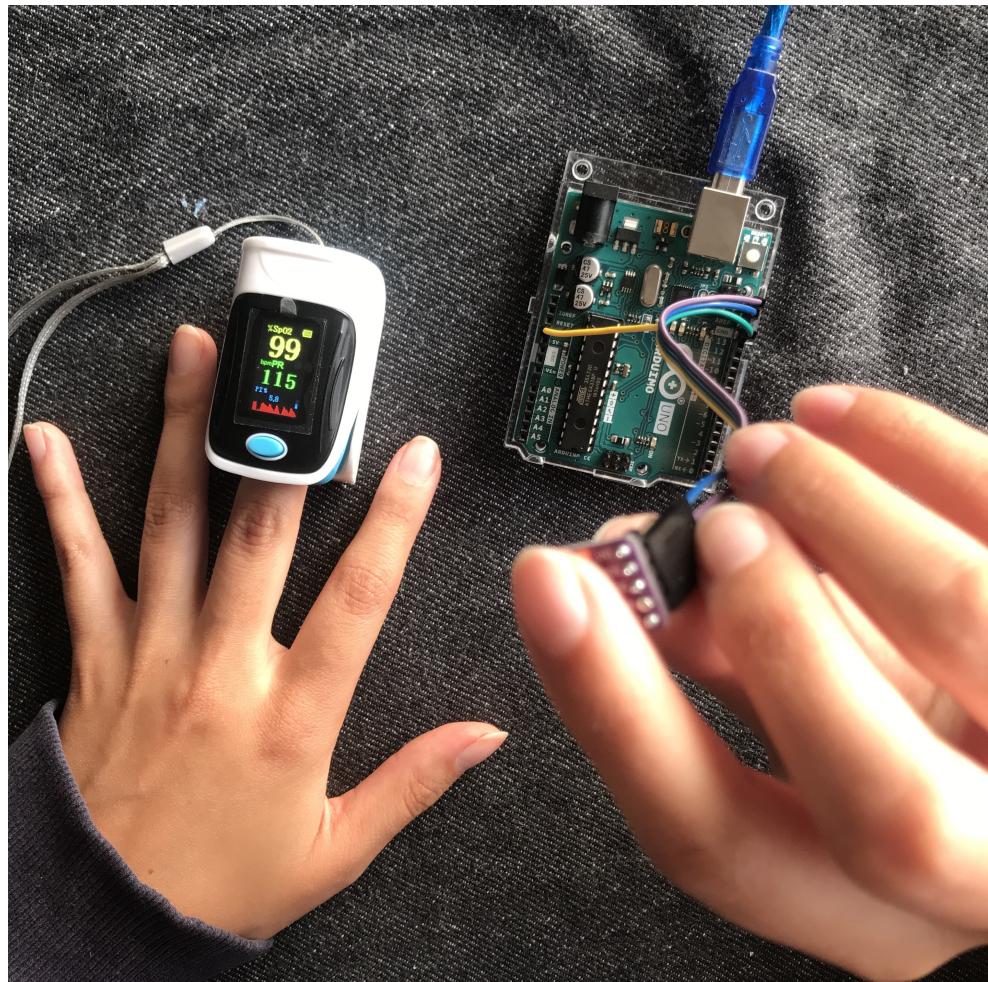


Figura 5.1: Demostración del método utilizado para medir la pulsoximetría

Para el sensor de temperatura la validación se hizo con un termómetro infrarrojo marca Berrcom. Las instrucciones de uso del termómetro dicen que para obtener una medición acertada, el termómetro debe posicionarse entre 3 y 5cm de la superficie. El sensor MLX90614 especifica que esta distancia es de 2 a 5 cm por lo que se decidió utilizar una distancia de 4 a 5cm para simular el hecho de que tomar la temperatura a una distancia exacta es complicado en estos ambiente. Se hicieron dos pruebas, la primera midiendo la temperatura de la frente que es la que se utiliza convencionalmente para medir fiebre cuando se quiere evitar el contacto (figuras 5.2 y 5.3) y la segunda midiendo la palma de la mano, sujetando el termómetro y el sensor de manera parecida a cómo se haría si estuviera montado en el prototipo. En las figuras 5.2 y 5.3 se utiliza una regla como referencia para la distancia. Para este caso también se hizo la comparación del promedio de la temperatura. En esta validación

se utilizó un código simple en Python que tomaba 500 datos de temperatura, los imprimía y al final imprimía el promedio. Para este sensor fue necesario implementar un desfase de  $+7^{\circ}\text{C}$  con la medida que se obtenía ya que esta era muy baja.



Figura 5.2: Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la frente con el termómetro infrarrojo Berrcom



Figura 5.3: Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la frente con el sensor MLX90614



Figura 5.4: Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la mano con el termómetro infrarrojo

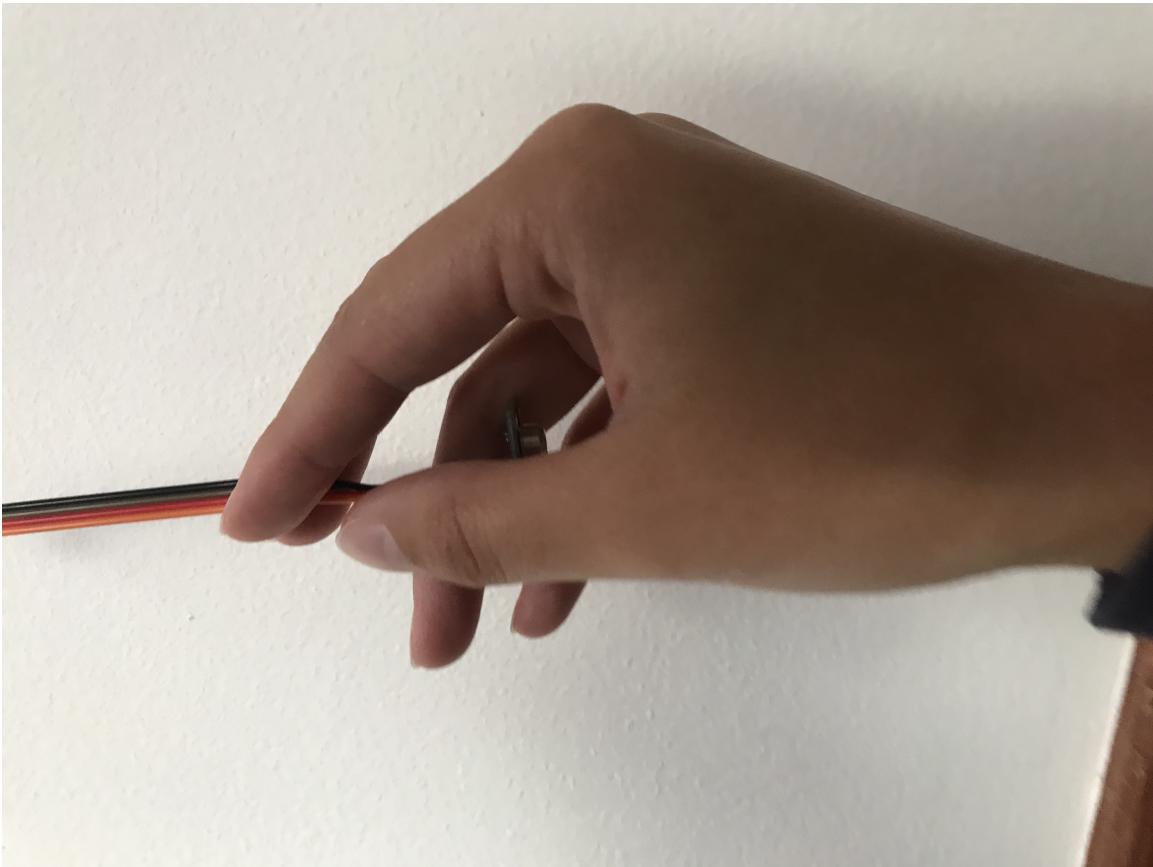


Figura 5.5: Demostración del método utilizado para medir la temperatura de la frente con el sensor MLX90614

Para el tensiómetro no fue necesario hacer validación individual ya que este viene calibrado de fábrica y no se le hizo ninguna modificación ni se implementó código adicional para poder visualizar sus mediciones.

La validación de los sensores integrados se hizo para un caso de uno y dos pacientes (una y dos mediciones) para revisar que se pudieran mandar varios correos con el mismo programa y para revisar los datos. Se utilizaron las mismas distancias utilizadas en las validaciones individuales y se midió la presión arterial con el tensiómetro antes de correr el programa. Adicionalmente, los tiempos para la función `sleep()` de Python fueron menores que los presentados en el código de la implementación para hacer la validación más rápida. En este caso como ya se habían calibrado los sensores que lo requerían lo que se estaba validando es que funcionara en conjunto; Es decir que se tomaran los signos vitales, que se compusiera el mensaje y que se enviara por correo electrónico.

### **5.1.2. Prototipo**

La validación del prototipo se dividió en 9 criterios para los componentes.

1. Los sensores quedan bien posicionados dentro de la cubierta. Es decir lo más al ras posible con los bordes.
2. La cubierta se desliza por las guías con algo de resistencia pero no se debe hacer mucha fuerza para lograrlo.
3. Los cables pueden salir por el agujero de la manilla.
4. La manilla se puede colocar en el brazo de Pepper.
5. El brazo de Pepper se puede mover y la manilla no se desacomoda.
6. El agarre de la cubierta situada en la manilla es cómodo.
7. Los componentes caben en sus compartimientos designados dentro de la maleta y pueden conectarse con sensores y fuentes de poder.
8. Una persona puede sacar el brazalete del tensiómetro sin desacomodar los componentes de la maleta.
9. Pepper puede cargar la maleta.

Cuando estos criterios individuales hayan sido satisfechos se procederá a hacer la validación final que es la medición de signos vitales de una persona con el prototipo conectado y ojalá, si la situación de la pandemia lo permite, montado en Pepper.

## 5.2. Validación de resultados

### 5.2.1. Sensores

En la figura 5.6 se puede apreciar que el pulso detectado fue 99 latidos por minuto<sup>1</sup> y la oxigenación fue del 94 %.

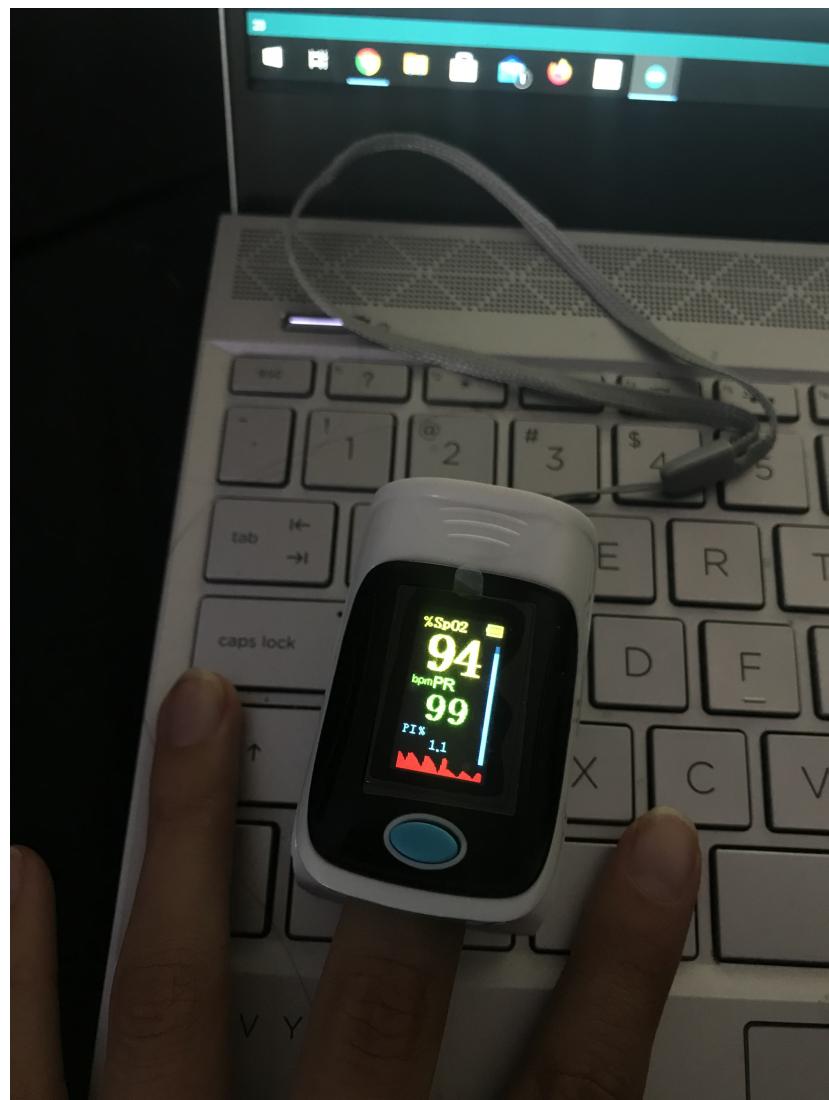


Figura 5.6: Validación del sensor MAX30100

---

<sup>1</sup>Esta medida es perfectamente normal para el caso de la autora que se encuentra en el rango alto del pulso cardiaco

A continuación se puede ver lo que registró el sensor MAX30100. En la figura 5.7 se puede ver como la oxigenación se mantiene estable mientras el pulso varía. La caída del pulso a 58 latidos por minuto coincide con el momento en el que se retiró el dedo del sensor para también evidenciar que cuando no hay un dedo en el sensor, ambas lecturas son 0. El promedio del pulso, excluyendo las dos medidas que corresponden a la retirada del dedo, es de aproximadamente 97 latidos por minuto, tan solo un 2% de error.

MAX30100 | Arduino 1.8.13  
File Edit Sketch Tools Help

MAX30100

```
include <Wire.h>
include "MAX30100_PulseOximeter.h"

#define REPORTING_PERIOD_MS      2000

// PulseOximeter is the higher level interface to the sensor
// it offers:
// * beat detection reporting
// * heart rate calculation
// * SpO2 (oxidation level) calculation
PulseOximeter pox;

int32_t tsLastReport = 0;

// Callback (registered below) fired when a pulse is detected
void onBeatDetected()

Serial.println("Beat!");

void setup()
{
    Serial.begin(115200);

    Serial.print("Initializing pulse oximeter..");

    // Initialize the PulseOximeter instance
    // Failures are generally due to an improper I2C wiring, missing power supply
    // or wrong target chip
    if (!pox.begin())
    {
        Serial.println("FAILED");
        for(;;);
    } else {
        Serial.println("SUCCESS");
    }
}

// The default current for the IR LED is 50mA and it could be changed

one uploading.

Sketch uses 9890 bytes (30%) of program storage space. Maximum is 32256 bytes.
Global variables use 735 bytes (35%) of dynamic memory, leaving 1313 bytes for local vari
```

COM3

Heart rate:89.20bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Beat!  
Heart rate:106.68bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Heart rate:98.42bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Beat!  
Heart rate:92.46bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Heart rate:100.68bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Heart rate:93.18bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Beat!  
Heart rate:101.71bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Heart rate:58.06bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Beat!  
Heart rate:58.73bpm / SpO2:95%  
Beat!  
Heart rate:47.64bpm / SpO2:95%  
Heart rate:0.00bpm / SpO2:0%  
Heart rate:0.00bpm / SpO2:0%

Autoscroll Show timestamp

Newline 115200 baud Clear output

Figura 5.7: Datos del sensor MAX30100

Las figuras 5.8 y 5.9 evidencian la validación del sensor MLX90614. Se puede ver una diferencia de aproximadamente 1 grado entre las medidas de la frente y de la mano y es algo que se debe tener en cuenta cuando se esté analizando si un paciente tiene fiebre. Se puede ver que la diferencia entre el sensor y el termómetro para la frente fue mínima (menor a 0.1) pero en el caso de la mano la diferencia fue de  $0.4^{\circ}\text{C}$ . Se decidió que esta diferencia de la medida de la mano sería aceptada, sin embargo debe ser validada con más datos para poder analizar escenarios diferentes.

The screenshot shows the Thonny IDE interface on a Raspberry Pi desktop. The title bar reads "Thonny - /home/pi/Desktop/adafruit.py @ 15:36". The menu bar includes "File", "Edit", "Run", "Debug", "Help", and "About". The toolbar features icons for New, Load, Save, Run, Debug, Over, and Into. On the left, there's a vertical dock with icons for Raspberry Pi, Network, Trash, mlx90614, and adafruit.py. The main window has a code editor with the file "adafruit.py" open, containing the following code:

```
13 average =0
14 while i<500:
15     temp = mlx.object_temperature+7
16     print("Object Temp: ", temp)
17
```

Below the code editor is a "Shell" window displaying the output of the script:

```
Object Temp: 38.250000000000006
Average: 37.4694400000000056
```

Figura 5.8: Datos del sensor MLX90614 para frente



Figura 5.9: Datos del termómetro infrarrojo para frente

The screenshot shows the Thonny IDE interface on a Raspberry Pi desktop. The window title is "Thonny - /home/pi/Desktop/adafruit.py @ 15 : 36". The menu bar includes icons for Raspberry Pi, Network, Trash, New, Load, Save, Run, Debug, Over, and Into. A file named "adafruit.py" is open in the editor, containing the following Python code:

```
13 average =0
14 while i<500:
15     temp = mlx.object_temperature+7
16     print("Object Temp: ", temp)
17     i+=1
```

The "Shell" tab displays the output of the script, showing repeated temperature readings and an average calculation:

```
Object Temp: 36.99000000000001
Average: 36.989480000000164
```

Figura 5.10: Datos del sensor MLX90614 para mano



Figura 5.11: Datos del termómetro infrarrojo para frente

Por último la validación de la integración se puede evidenciar en las figuras 5.12 y 5.14. Como se puede ver en las medidas de pulso de la figura 5.12 hay algunos pocos valores que difieren bastante de los demás pero no parece haber una variabilidad que resulte problemática. La oxigenación si es más uniforme. La estructura es la esperada y los valores tienen sentido. También se puede ver que la imagen ha sido adjuntada y que el asunto de correo contiene el número del paciente.

[Responder a todos](#) | [Eliminar](#) [No deseado](#) [Bloquear](#) ...

#### Vital signs patient 1



Pulse and SPO2%:  
b'Initializing pulse oximeter..SUCCESS\r\n'  
b'Heart rate:0.00bpm / SpO2:0%\r\n'  
b'Heart rate:91.35bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:96.76bpm / SpO2:95%\r\n'  
b'Heart rate:101.24bpm / SpO2:95%\r\n'  
b'Heart rate:96.64bpm / SpO2:94%\r\n'  
b'Heart rate:101.69bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:102.04bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:101.25bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:94.64bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:96.34bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:99.63bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:170.74bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:102.16bpm / SpO2:95%\r\n'  
b'Heart rate:101.64bpm / SpO2:95%\r\n'  
b'Heart rate:101.10bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:176.03bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:104.97bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:97.69bpm / SpO2:96%\r\n'  
b'Heart rate:101.07bpm / SpO2:95%\r\n'  
Average Temperature: 37.664400000000256

[Responder](#) | [Reenviar](#)

Figura 5.12: Validación del sistema integrado - datos

La imagen adjunta permite ver la presión arterial del paciente, sin embargo la calidad de la cámara podría ser mejor ya que se puede ver que el movimiento tuvo efecto en la imagen y no es tan nítida. Se espera que en el montaje de Pepper haya más estabilidad y se pueda incrementar la nitidez de la imagen.



Figura 5.13: Validación del sistema integrado - datos

La figura 5.14 muestra la llegada de ambos correos a la bandeja de entrada, cada uno con el número del paciente. Las imágenes para esta validación no eran importantes ya que se estaba probando que el mensaje que ya se validó anteriormente pudiera ser replicado para más de un paciente en una misma ejecución del código y que los datos, incluyendo la imagen cambiara.

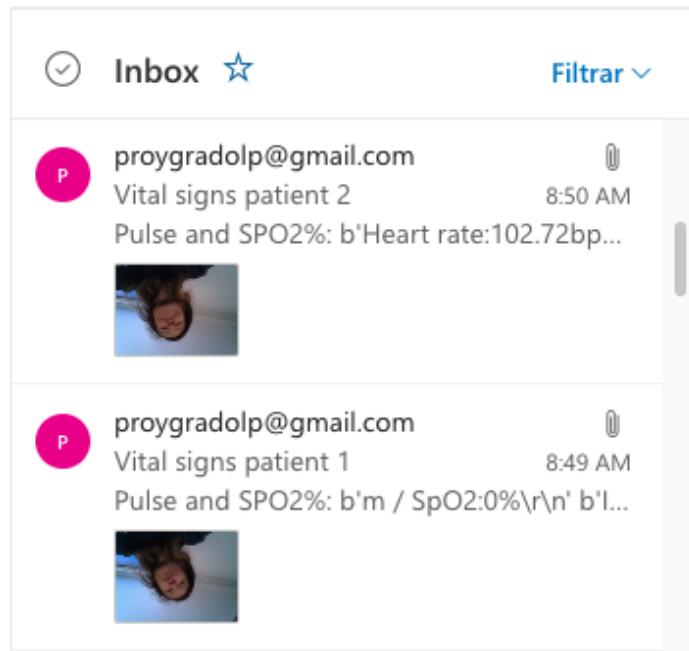


Figura 5.14: Validación del sistema integrado - varios pacientes

### 5.2.2. Prototipo

Como se puede ver en la figura 5.15 el sensor de pulso cardiaco no quedaba al ras, incluso el agujero no fue lo suficientemente ancho para el sensor y esto sucedió porque no se tuvo en cuenta la expansión del ABS durante la impresión 3D. Adicionalmente, como la figura 5.17 evidencian, el grosor del lado del sensor de temperatura era mucho para que este pudiera quedar al ras con la parte exterior y el agujero, por la misma razón que el agujero del sensor de pulso, resultó ser muy pequeño (figura 5.16).



Figura 5.15: Validación de la primera versión del prototipo de cubierta - sensor de pulso

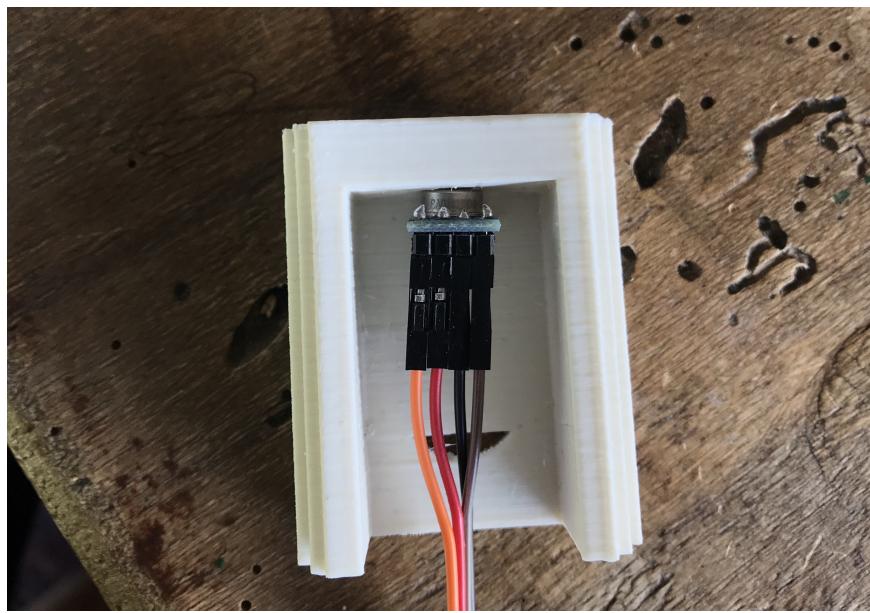


Figura 5.16: Validación de la primera versión del prototipo de cubierta - sensor de temperatura



Figura 5.17: Validación de la primera versión del prototipo de cubierta - sensor de pulso

La figura 5.18 demuestra otro de los problemas de este primer diseño en la práctica. Si bien en su versión digital las guías de la manilla coincidían perfectamente con su contraparte de la cubierta, al realizar el prototipo se pudo ver como la cubierta no cupo en la manilla. El reto de los criterios no pudieron ser validados para esta primera impresión porque no se tenía acceso a Pepper y no se había definido en ese entonces que se usaría el tensiómetro.

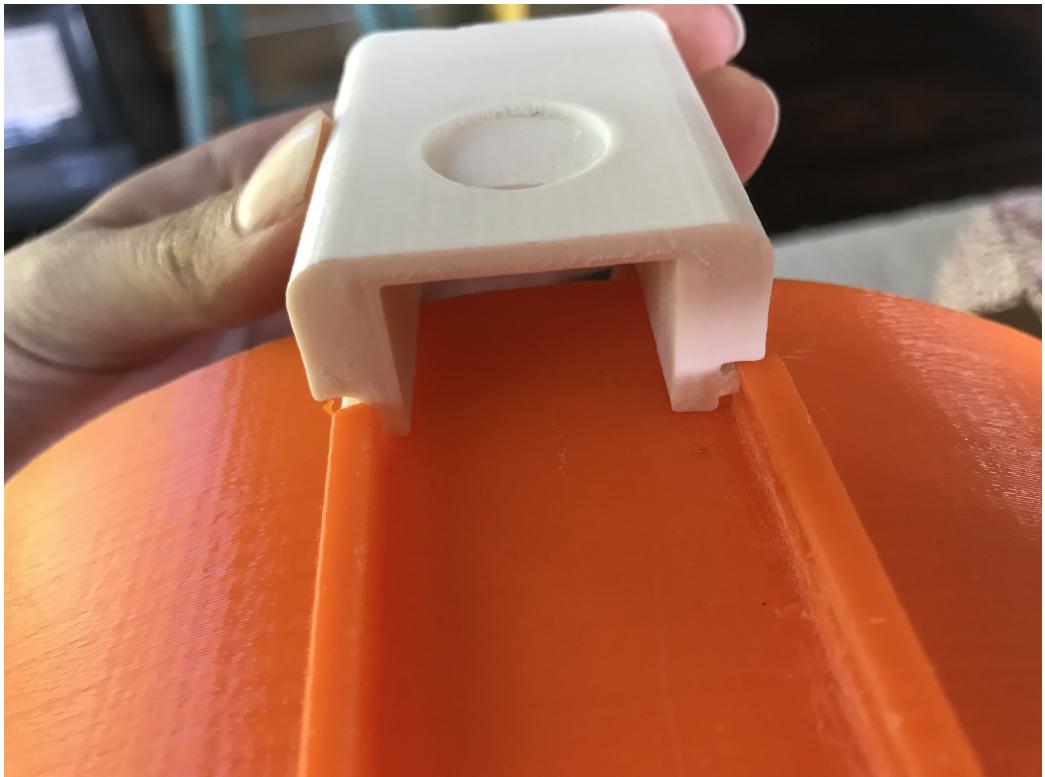


Figura 5.18: Validación de la primera versión del prototipo del sistema de guías

La validación de la siguiente versión de la cubierta presentó resultados más prometedores. Como se puede ver en las figuras 5.19 y 5.20 el sensor MAX30100 encaja perfecto en el agujero y queda al ras con el borde exterior.

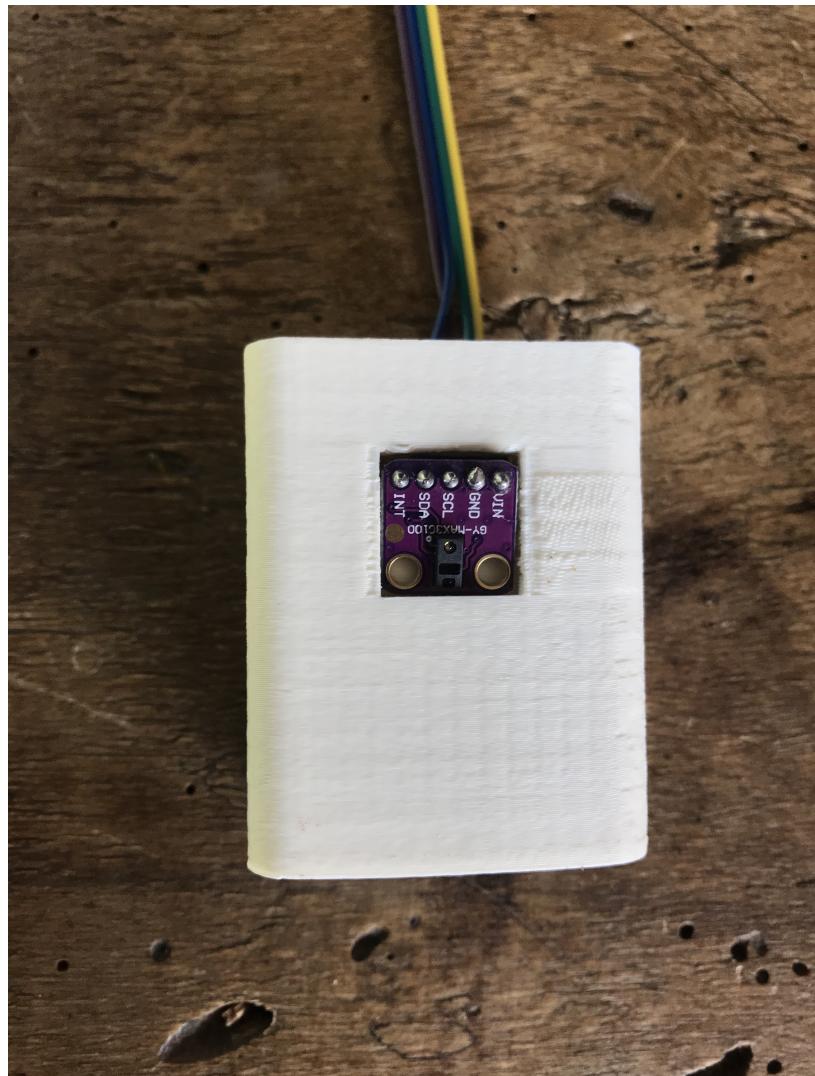


Figura 5.19: Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MAX30100

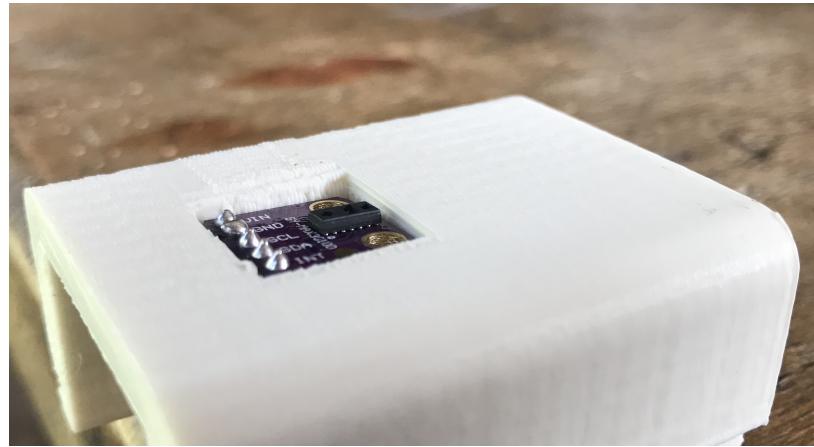


Figura 5.20: Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MAX30100

El sensor de temperatura si bien no queda perfectamente al borde en la figuras 5.21 y 5.22 se ve mucho mejor que en la primera versión y eso es algo que, si se quisiera, se podría arreglar con una pequeña leve lijada. En esta versión los cables tienen más espacio para acomodarse y es un poco más liviano a pesar de ser más alto por la reducción del grosor de algunos de los lados.

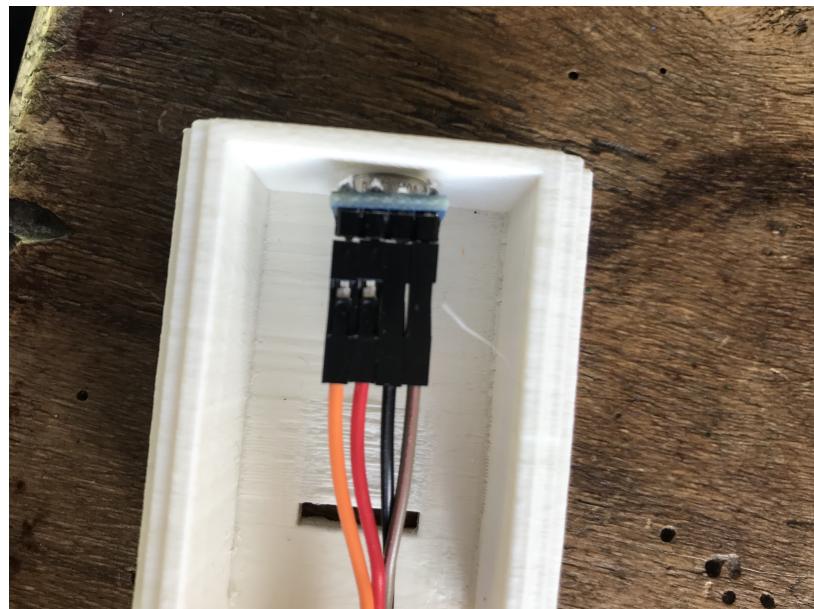


Figura 5.21: Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MLX90614

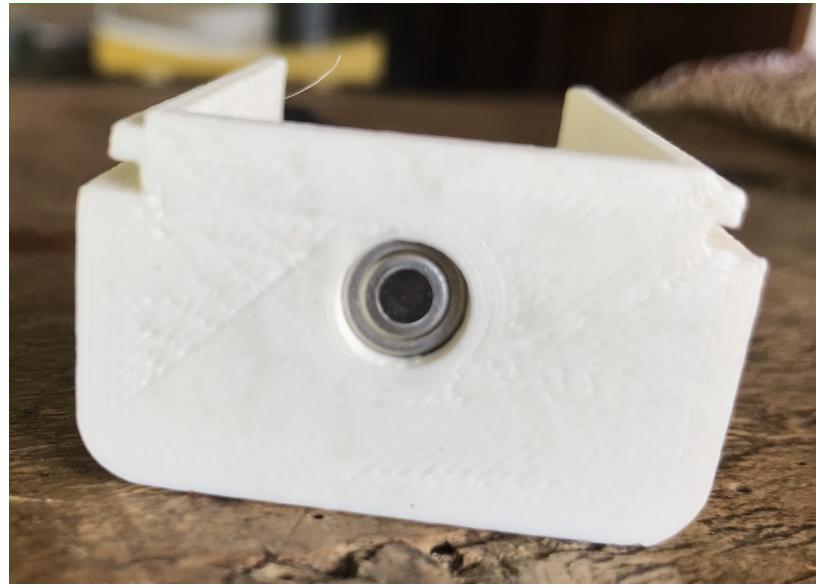


Figura 5.22: Validación de la segunda versión del prototipo de cubierta - sensor MLX90614

Lastimosamente en esta versión del prototipo no fue posible perfeccionar las guías, como se puede ver en la figura 5.23 el intento estuvo cerca pero la cubierta necesita más espacio para la parte superior de la guía y la parte que va entre las guías podría extenderse más hacia afuera. Al intentar encajar la cubierta en la manilla se fracturó el pedazo de la guía que se puede ver en la figura 5.24 lo que indicó que el grosor de esta se había reducido en exceso por lo que debió ser corregido en la siguiente iteración.

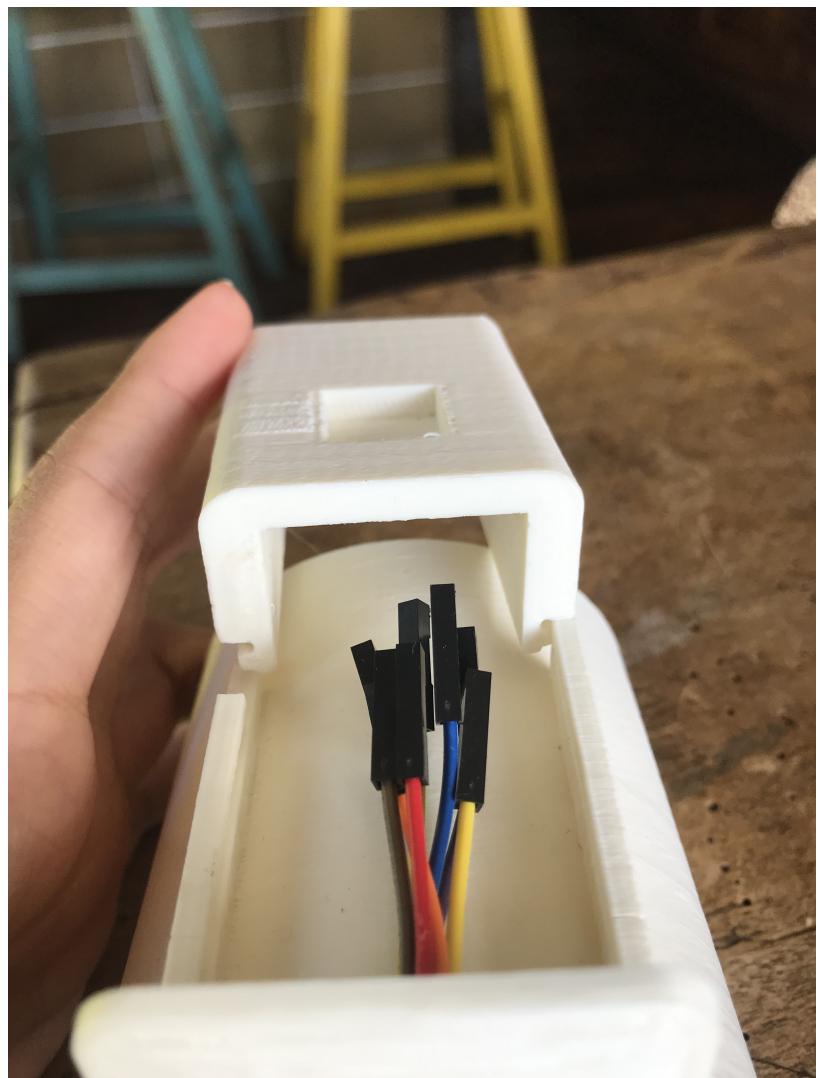


Figura 5.23: Validación de la segunda versión del prototipo del sistema de guías



Figura 5.24: Validación de la segunda versión del prototipo del sistema de guías - fractura

Esta vez el ajuste de la manilla en el brazo de Pepper si pudo ser validado. La apertura en la parte inferior hacía que se tuviera que ejercer mucha fuerza, al punto de que empezaba a sonar como si se fuera a fracturar, para poder abrirla y posicionarla en el brazo de Pepper por lo que se tomó la decisión de agrandarla utilizando una segueta para evitar rupturas. En la figura 5.25 se puede ver la manilla puesta en el brazo de Pepper. El ajuste es bueno pero podría ser menos larga. La siguiente figura muestra la posición de la manilla después de que Pepper moviera el brazo. Hay evidencia de movimiento pero no se desacomoda a un punto que interfiera con la medición de signos vitales. Finalmente la figura 5.27 muestra la posición para la toma

de datos. El agarre es ergonómico y no incomoda al paciente. el brazo de Pepper no se encuentra completamente extendido hacia arriba y la persona de la imagen que mide 1.73 metros de altura puede agarrar la cubierta sin problema. Se notó que esta posición no invita a apoyar todo el peso en el brazo de Pepper lo cual es algo que se quería lograr con este diseño a manera de protección del robot.

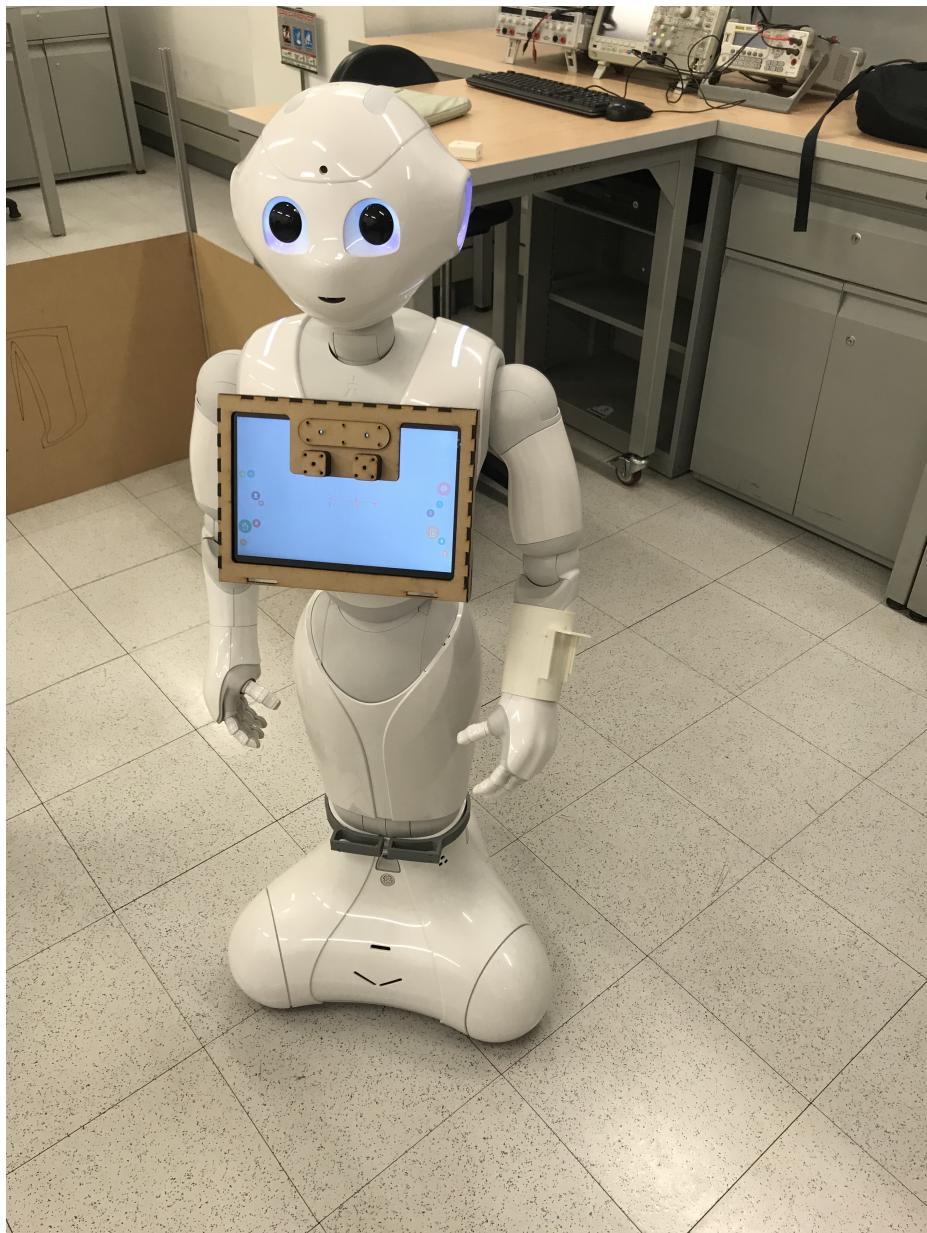


Figura 5.25: Validación de la segunda versión del prototipo con Pepper

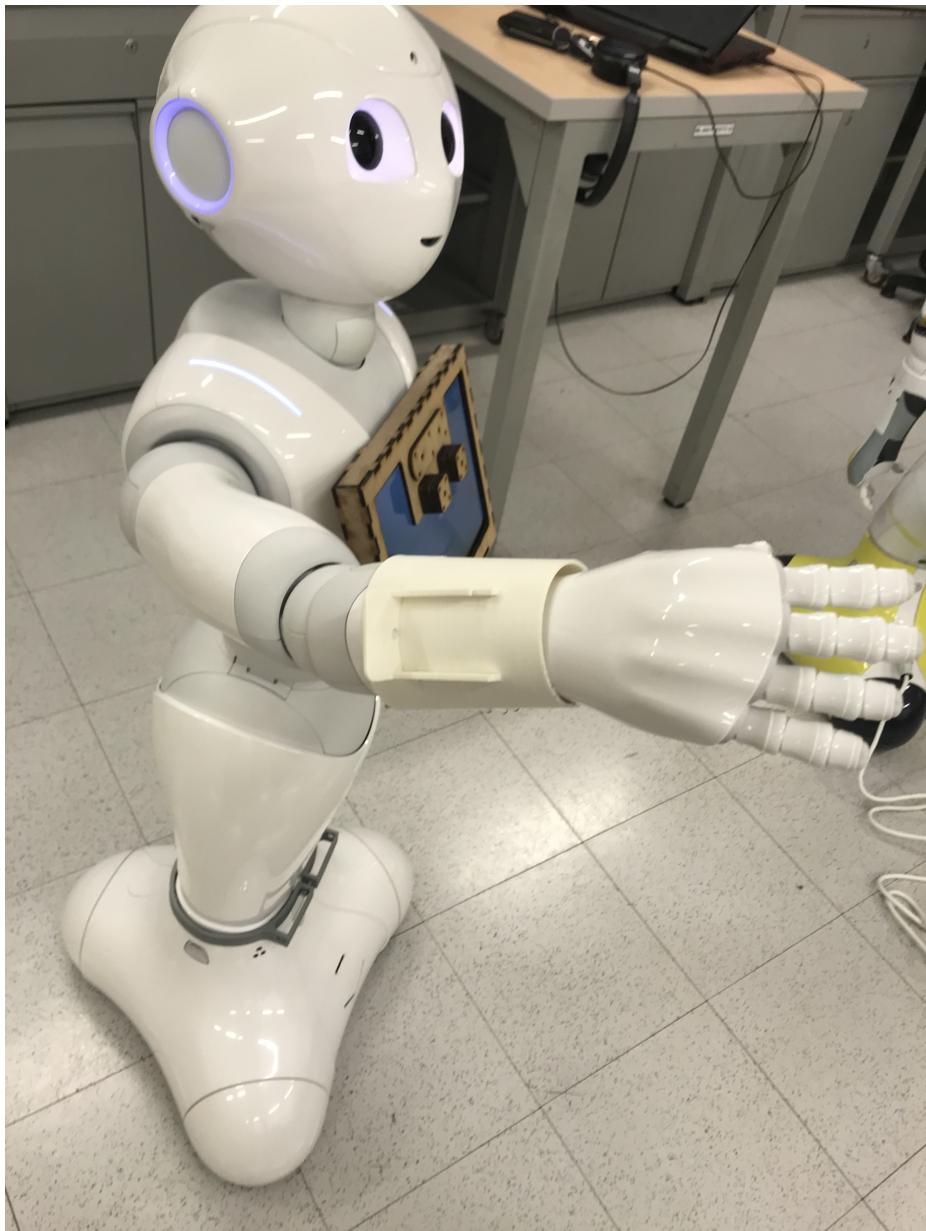


Figura 5.26: Validación de la segunda versión del prototipo con Pepper



Figura 5.27: Validación de la segunda versión del prototipo con Pepper

Si bien la figura 5.28 muestra que todos los cables necesarios caben por el agujero se cree que este podría ser un poco más ancho para que haya más libertad de movimiento por parte de los cables.



Figura 5.28: Validación de la segunda versión de la manilla - cables

La tercera versión del prototipo de aditamento incluyó un primer acercamiento hacia una forma de cargar los implementos necesarios para la toma de signos vitales y las correcciones mencionadas en la sección de diseño. Como se puede ver en la figura F.3 el ajuste del sensor MAX30100 en el agujero es el esperado, no queda muy apretado y tampoco sobra mucho espacio al rededor. Sin embargo, se puede apreciar

un error de impresión que hizo que se creara un espacio entre la cubierta y la manilla. La falta de flexibilidad de los cables hace que el sensor quede levemente elevado como se puede apreciar en la figura 5.30, si se cambian por unos más flexibles esto se elimina. A pesar de este ángulo no se ve afectado el desempeño ya que el dedo de la persona puede entrar en contacto con el sensor.



Figura 5.29: Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento



Figura 5.30: Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento

En cuanto al sensor MLX90614, el incremento en el diámetro del agujero permitió que el sensor llegara hasta el borde exterior, no obstante, los cables hacen que receda hacia el interior de la cubierta como evidencia la figura 5.31. En esta imagen también se puede ver cómo la cubierta cabe en la manilla. La cubierta se desliza en las guías con una leve resistencia lo que permite que esta quede segura en la manilla. Por

último, en la figura 5.32 se puede observar como los cables salen por el agujero de la manilla de manera ordenada y sin quedar con una holgura que permite que se acomoden y no queden apretados.



Figura 5.31: Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento

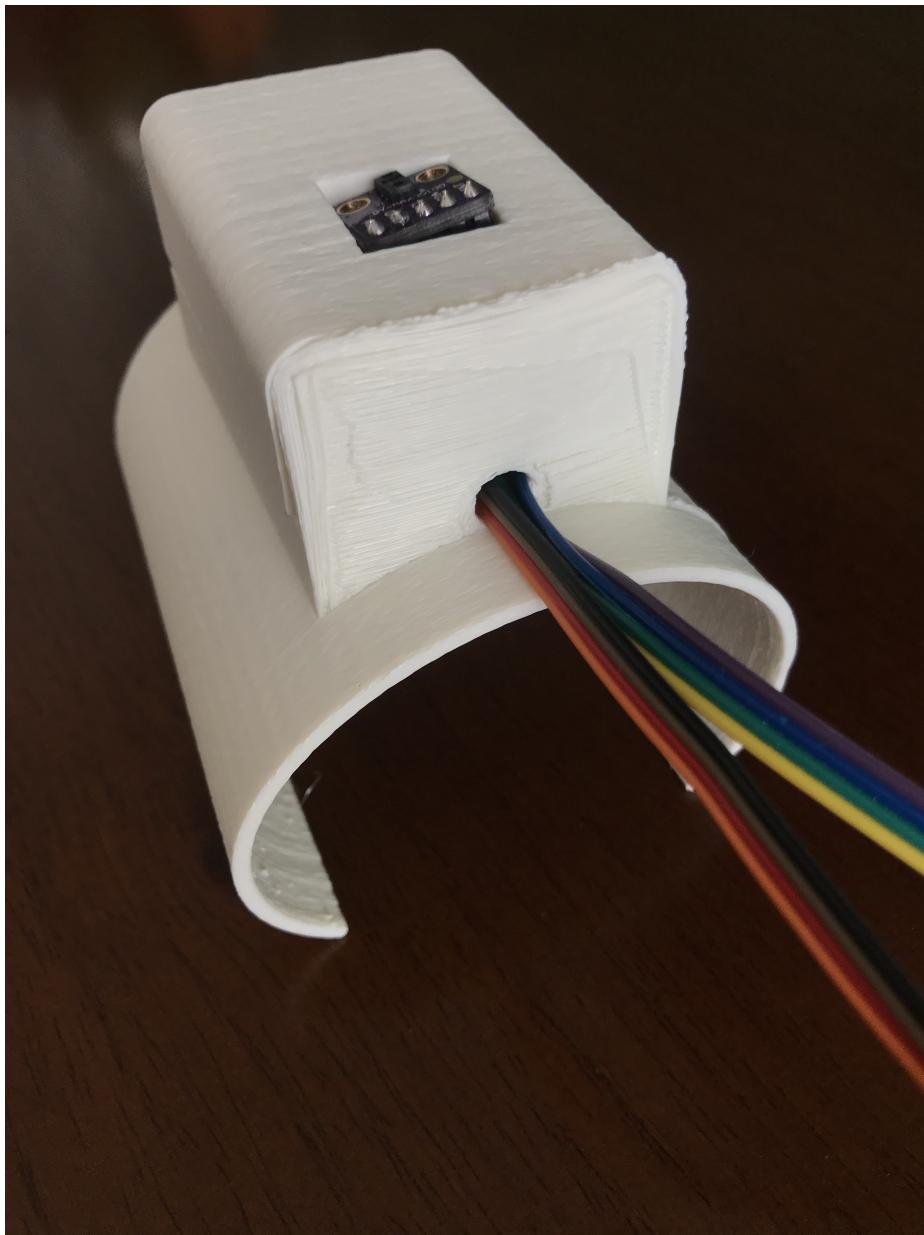


Figura 5.32: Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento -

En el momento en el que se realizó esta validación, la universidad se encontraba en modalidad 100 % virtual por lo que no fue posible utilizar a Pepper para la validación. Como los cambios que se le hicieron al diseño de la manilla fueron acortarla y agrandar la apertura se puede asumir que, al no cambiar su forma general, su ajuste es igual que su segunda versión. También se puede asumir que se comporta de manera

parecida cuando Pepper mueve sus brazos y no se desacomoda considerablemente. El agarre de la cubierta sigue siendo el mismo que el de la segunda versión por lo que sigue siendo ergonómico y no incomoda al paciente. Por esta misma razón tampoco fue posible validar que Pepper pudiera cargar la maleta.

En lo que concierne a la maleta, se puede apreciar en la figura 5.33 como la cámara que sitúa de manera que queda firme y estabilizada y la figura 5.34 muestra como el Arduino, la Raspberry Pi, la cámara y la batería caben en sus compartimientos. Un problema que se encontró es que la longitud del cable conector de la cámara no es suficiente para poder conectarla a la Raspberry Pi. Otro problema que surgió es que el agujero por el que pasa el cable que conecta la batería a la Raspberry Pi no permite el paso del cable y por lo tanto la conexión. Al ser negra la maleta, no permite que mucha luz pase por lo que las fotos de la cámara pueden ver una disminución en su calidad.



Figura 5.33: Validación de la primera versión de la maleta



Figura 5.34: Validación de la primera versión de la maleta

Las figuras 5.35 y 5.36 evidencian como el tensiómetro cabe en la maleta y como se puede sacar el brazalete sin afectar la posición de los demás componentes. También se puede ver como los cables que van a los sensores salen de manera ordenada y pueden conectarse con estos. Para esto fue necesario remover la parte negra plástica de los cables dupont utilizados. El cable azul es el que conecta el Arduino con la Raspberry Pi para la comunicación serial que adicionalmente le provee energía al Arduino. Al mover la manilla se activa el tensiómetro y se infla el brazalete. Se podría utilizar un anillo de sujeción o implementar un cambio de sección para evitar que la manija se deslice y pare de estar alineada con el botón. El movimiento de la manija también debe ser restringido para evitar confusiones a la hora de ser utilizada.



Figura 5.35: Validación de la primera versión de la maleta

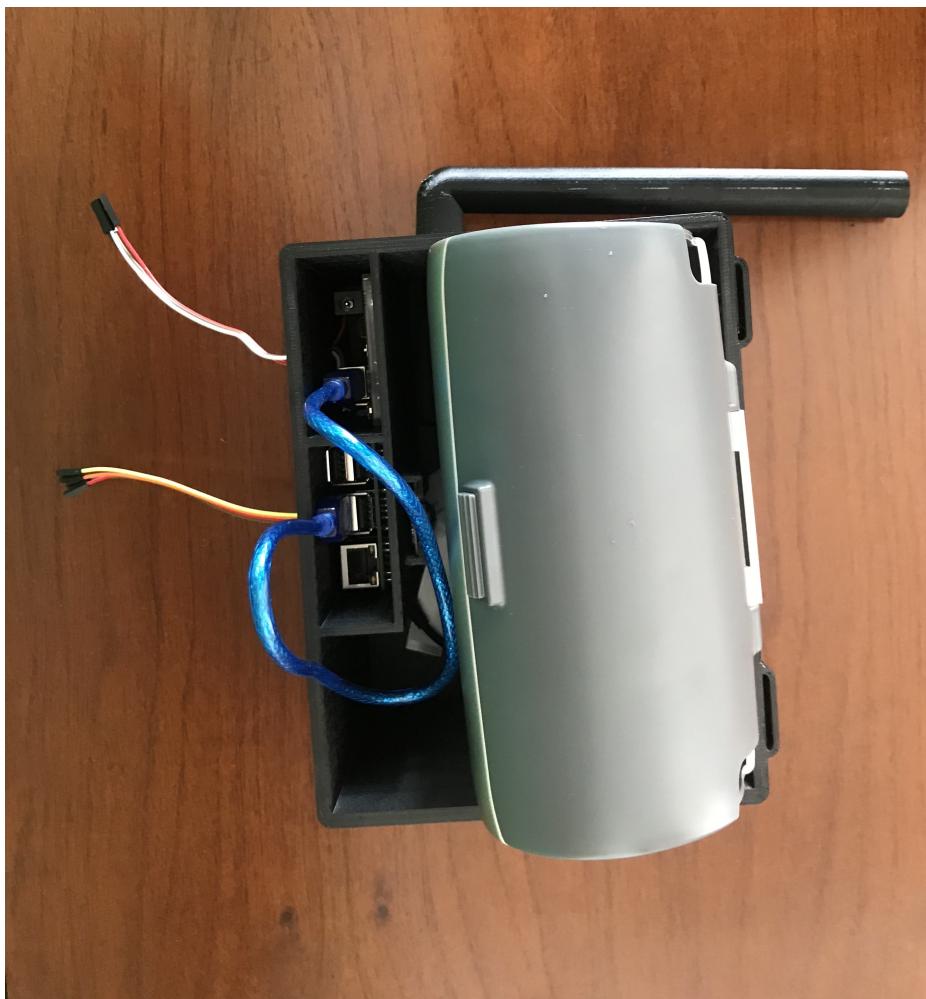


Figura 5.36: Validación de la primera versión de la maleta

# **Capítulo 6**

## **Conclusiones**

De acuerdo a lo planteado en cuanto al alcance y objetivos de este proyecto se puede afirmar que se implementó un sistema que es capaz de medir los signos vitales básicos de una persona que está consciente y puede seguir instrucciones dadas por el robot Pepper y alertar cuando la temperatura muestra tendencias de fiebre o hipotermia. La manilla no interfiere con los movimientos del robot y los componentes son lo suficientemente livianos y están distribuidos de manera que no se esfuerzen los motores de las articulaciones demasiado. En segundo lugar se desarrolló un software que permite enviar los valores medidos por correo electrónico, lo que permite que sean revisados instantáneamente y en cualquier lugar, siempre y cuando se tenga acceso a la(s) cuenta(s) de correo electrónico que recibe(n) la información permitiendo así reducir el contacto rutinario del personal de salud y la exposición a virus como el SARS-CoV-2.

Se hizo una investigación minuciosa y amplia sobre diferentes formas para medir signos vitales con un enfoque a la disminución del contacto y se seleccionaron las opciones que según el criterio de ingeniería se consideraron más adecuadas y que resultaron siendo relativamente económicas teniendo en cuenta que el componente más caro fue el tensiómetro cuyo costo no excede los USD \$100. Los sensores y el software pudieron ser validados y se pudo utilizar un método iterativo para el desarrollo del prototipo. Debido a las limitantes de tiempo y al estado de la pandemia no se pudo realizar una validación del prototipo de aditamento completo con Pepper, sin embargo se validaron los componentes individualmente y se determinaron las mejoras necesarias de manera iterativa, mejorando el prototipo en cada iteración. Por último se realizó un proyecto de ingeniería de inicio a fin a manera de culminación de la carrera aplicando todo lo aprendido en distintas clases y momentos demostrando un entendimiento de varios temas y conceptos de ingeniería de manera satisfactoria.

# Capítulo 7

## Trabajo futuro

A continuación se listarán algunos conceptos de la autora que se deberían considerar para avanzar con el proyecto.

- A futuro se debería intentar hacer la integración con el robot para poder saber exactamente cuándo medir los signos y también poderle dar indicaciones al robot sobre cosas que deba decir en caso de que no se esté registrando nada.
- Se podría intentar utilizar un tensiómetro más pequeño y cambiarle la manguera por una más larga, quizás que Pepper tenga en su mano para que el paciente pueda acceder más fácil al brazalete.
- A medida que surjan más métodos sin contacto, deberían ser analizados para ver si pueden remplazar los métodos que se están utilizando para la toma de signos vitales.
- Se debe recubrir el interior de la manilla con un material que provea fricción para garantizar que el prototipo se quede en su lugar.
- Se debe implementar un sistema de alerta para todos los signos vitales, no solo la temperatura.
- Se podrían agregar más sensores para medir otros signos vitales que no se contemplaron en este proyecto como la frecuencia respiratoria o glucometría.
- Se debe hacer una integración de la historia clínica para poder lanzar alertas más personalizadas y adaptar los límites aceptables de ciertos signos vitales a la condición específica de la persona.
- Se debe agrandar el agujero para el cable que conecta la batería con la Raspberry Pi.

- Se debe mejorar el sistema de manija para activar el tensiómetro.
- Se deben corregir los errores encontrados en la maleta y validar el prototipo con Pepper.

# Capítulo 8

## Bibliografía

- [1] Softbankrobotics.com. 2020. Pepper The Humanoid And Programmable Robot — Softbank Robotics. [online]. Available at: <https://www.softbankrobotics.com/emea/en/pepper>; [Accessed 24 August 2020].
- [2] “ROS.org — Powering the world’s robots”, Ros.org, 2020. [Online]. Available: <https://www.ros.org/>. [Accessed: 29- May- 2020].
- [3] O. Korn, Social Robots: Technological, Societal and Ethical Aspects of Human-Robot Interaction. Springer.
- [4] E. Kerr et al., Sensor-based Vital Sign Monitoring, Analysis and Visualisation for Ageing in Place. IEEE, 2020.
- [5] “LightStrike™ Germ-Zapping™ Robots - Xenex”, Xenex, 2020. [Online]. Available: <https://www.xenex.com/our-solution/lightstrike/>. [Accessed: 03- Sep- 2020].
- [6] “PARO Therapeutic Robot”, Parorobots.com, 2020. [Online]. Available: <http://www.parorobots.com/>. [Accessed: 03- Sep- 2020].
- [7] “CyberKnife - How it Works — CyberKnife”, CyberKnife, 2020. [Online]. Available: <https://cyberknife.com/cyberknife-how-it-works/>. [Accessed: 03- Sep- 2020].
- [8] “Robot takes contact-free measurements of patients’ vital signs”, MIT News — Massachusetts Institute of Technology, 2020. [Online]. Available: <https://news.mit.edu/2020/spot-robot-vital-signs-0831>. [Accessed: 03- Sep- 2020].
- [9] “TUG Autonomous Mobile Robots. Manufacturing, Hospitality, Healthcare.”, Aethon, 2020. [Online]. Available: <https://aethon.com/products/>. [Accessed: 03- Sep- 2020].

- [10] Davincisurgery.com, 2020. [Online]. Available: <https://www.davincisurgery.com/da-vinci-systems/about-da-vinci-systems>. [Accessed: 03- Sep- 2020].
- [11] O. Korn, Social Robots: Technological, Societal and Ethical Aspects of Human-Robot Interaction. Springer.
- [12] E. Kerr et al., Sensor-based Vital Sign Monitoring, Analysis and Visualisation for Ageing in Place. IEEE, 2020.
- [13] J. Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, Pubmed, 2020. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17322588/>. [Accessed: 17- Aug- 2020].
- [14] D. Biswas, N. Simoes-Capela, C. van Hoof and N. van Helleputte, Heart Rate Estimation From Wrist-Worn Photoplethysmography: A Review. 2020.
- [15] “Pulse Oximetry Basic Principles and Interpretation — Iowa Head and Neck Protocols”, Medicine.uiowa.edu, 2020. [Online]. Available: <https://medicine.uiowa.edu/iowaproocols/pulse-oximetry-basic-principles-and-interpretation>. [Accessed: 27- Dec- 2020].
- [16] “Cleaning and disinfection of environmental surfaces in the context of COVID-19”, Who.int, 2020. [Online]. Available: <https://www.who.int/publications/item/cleaning-and-disinfection-of-environmental-surfaces-in-the-context-of-covid-19>. [Accessed: 10- Aug- 2020].
- [17] H. Ma, J. Zhu, J. Liu, X. Zhang, Y. Liu and Q. Yang, “Hospital biosecurity capacitation: Analysis and recommendations for the prevention and control of COVID-19”, Pubmed, 2020. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7250741/>. [Accessed: 28- Dec- 2020].
- [18] Pepper datasheet 1.8a. Softbank Robotics, 2020.
- [19] “Ultimate Guide for Non-contact Infrared Thermometer — ThermoPro”, ThermoPro, 2020. [Online]. Available: <https://buythermopro.com/guides/non-contact-infrared-thermometer-guide/>. [Accessed: 28- Dec- 2020].
- [20] W. Firmation, “Arduino and MAX30100 oximetry and heart-rate monitor sensor example - Arduino Learning”, Arduino Learning, 2020. [Online]. Available: <http://arduinolearning.com/code/arduino-max30100-oximetry-heart-rate-monitor-sensor-example.php>. [Accessed: 29- Dec- 2020].

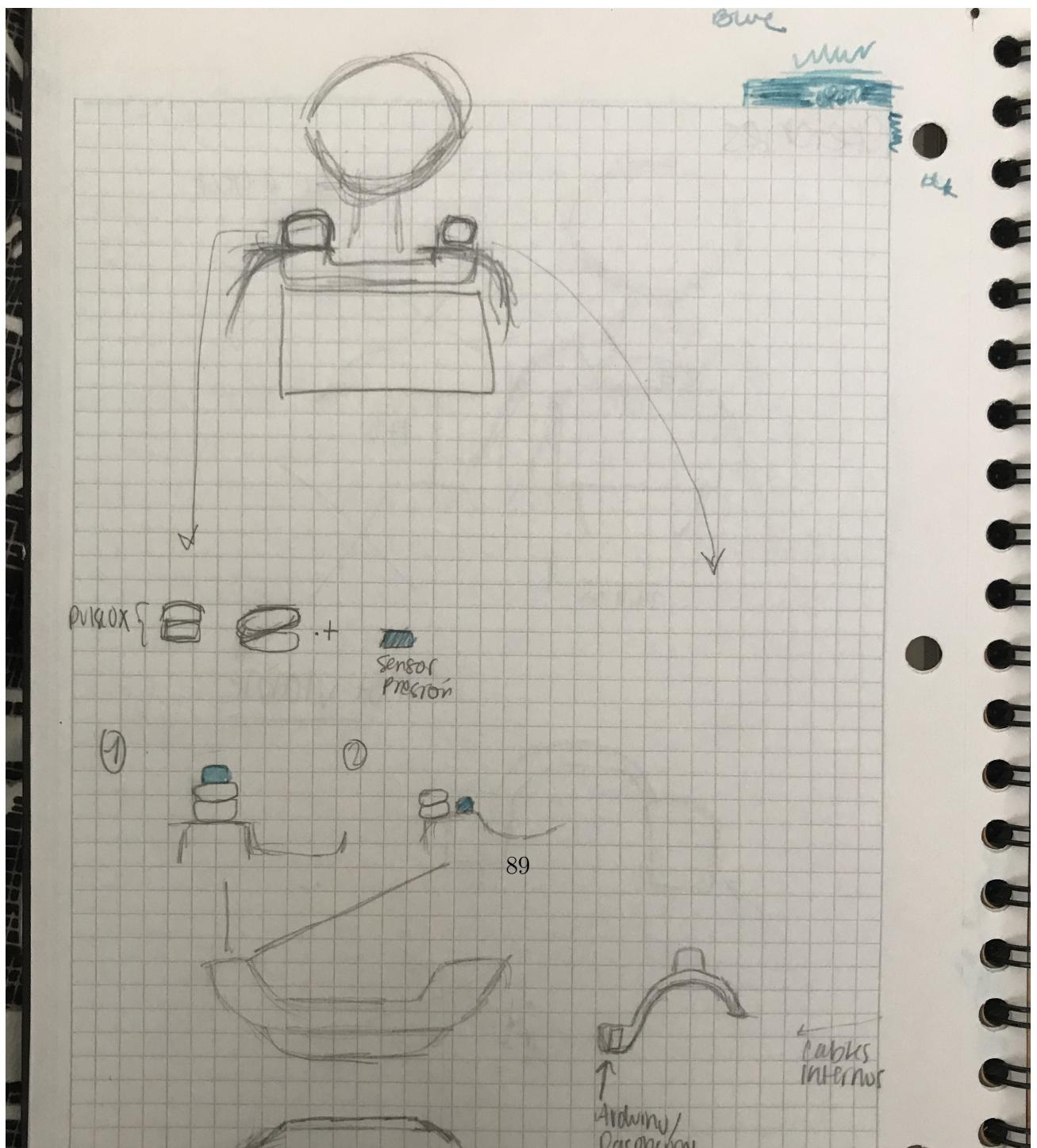
- [21] “MLX90614 infrared thermometer - Arduino Learning”, Arduino Learning, 2020. [Online]. Available: <http://arduinolearning.com/amp/code/mlx90614-infrared-thermometer.php>. [Accessed: 29- Dec- 2020].
- [22] “Sensor de pulso cardiaco”, Steren.com.co, 2020. [Online]. Available: <https://www.steren.com.co/sensor-de-pulso-cardiaco.html>. [Accessed: 29- Dec- 2020].
- [23] S. Singh, N. Rathee, H. Gupta, P. Zamboni and A. Singh, Contactless and Hassle Free Real Time Heart Rate Measurement with Facial Video, 1st ed. Journal of Cardiac Critical Care TSS, 2017.
- [24] “Arterial Blood Gases — Michigan Medicine”, Uofmhealth.org, 2020. [Online]. Available: <https://www.uofmhealth.org/health-library/hw2343>. [Accessed: 29- Dec- 2020].
- [25] “Lepu Fingertip Pulse Oximeter”, Genesesmedical.com, 2020. [Online]. Available: [https://www.genesesmedical.com/index.php?route=product/product&product\\_id=57](https://www.genesesmedical.com/index.php?route=product/product&product_id=57). [Accessed: 31- Dec- 2020].
- [26] T. Ohata, K. Ishibashi and G. Sun, “Non-Contact Blood Pressure Measurement Scheme Using Doppler Radar,” 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Berlin, Germany, 2019, pp. 778-781, doi: 10.1109/EMBC.2019.8857056.
- [27] “What is blood pressure and how is it measured?”, Ncbi.nlm.nih.gov, 2021. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK279251/:text=The%20scale%20of%20the%20pressure> [Accessed: 01- Jan- 2021].
- [28] “Oscillatory Blood Pressure Monitoring Devices”, National Center for Biotechnology Information, U.S. National Library of Medicine, 2001. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1121444/>. [Accessed: 01- Jan- 2021].
- [29] “Sensor de pulso cardiaco”, Steren.com.co, 2021. [Online]. Available: <https://www.steren.com.co/sensor-de-pulso-cardiaco.html>. [Accessed: 01- Jan- 2021].
- [30] “Arduino Uno”, Components101, 2021. [Online]. Available: <https://components101.com/microcontrollers/arduino-uno>. [Accessed: 02- Jan- 2021].

- [31] C. Kneebone, “PyMLX90614”, PyPI, 2021. [Online]. Available: <https://pypi.org/project/PyMLX90614/>. [Accessed: 03- Jan- 2021].
- [32] “GPIO - Raspberry Pi Documentation”, Raspberrypi.org, 2021. [Online]. Available: <https://www.raspberrypi.org/documentation/usage/gpio/>. [Accessed: 03- Jan- 2021].
- [33] “Pin on Home Kitchen”, Pinterest, 2021. [Online]. Available: <https://co.pinterest.com/pin/459859811922112464/>. [Accessed: 04- Jan- 2021].
- [34] Projects.raspberrypi.org, 2021. [Online]. Available: <https://projects.raspberrypi.org/en/projects/getting-started-with-picamera>. [Accessed: 04- Jan- 2021].
- [35] “Vital signs: MedlinePlus Medical Encyclopedia”, Medlineplus.gov, 2021. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/ency/article/002341.htm>. [Accessed: 04- Jan- 2021].
- [36] USO E INTERPRETACIÓN DE LA OXIMETRIA DE PULSO. Ministerio de Salud de Colombia, 2015.
- [37] “Fever: First aid”, Mayo Clinic, 2021. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/first-aid/first-aid-fever/basics/art-20056685>. [Accessed: 04- Jan- 2021].
- [38] “Hypothermia - Symptoms and causes”, Mayo Clinic, 2021. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/hypothermia/symptoms-causes/syc-20352682>. [Accessed: 04- Jan- 2021].
- [39] ”WHO Coronavirus Disease (COVID-19) Dashboard”, Covid19.who.int, 2021. [Online]. Available: [https://covid19.who.int/?gclid=CjwKCAiAxeX\\_BRASEiwAc1Qdkaj-Jl6ntYotEsEKsyXLtZb-C-Fk2-nEMwRYiqLE8Xct1SKO6rDP1hoC1dUQAvD\\_BwE](https://covid19.who.int/?gclid=CjwKCAiAxeX_BRASEiwAc1Qdkaj-Jl6ntYotEsEKsyXLtZb-C-Fk2-nEMwRYiqLE8Xct1SKO6rDP1hoC1dUQAvD_BwE). [Accessed: 09- Jan- 2021].
- [40] L. Pardo Borrero, Tarea de Toma de Signos Vitales Básicos con Robot Humanoide. Bogotá D.C.: Universidad de Los Andes, 2021.



# Apéndice A

## Bosquejos



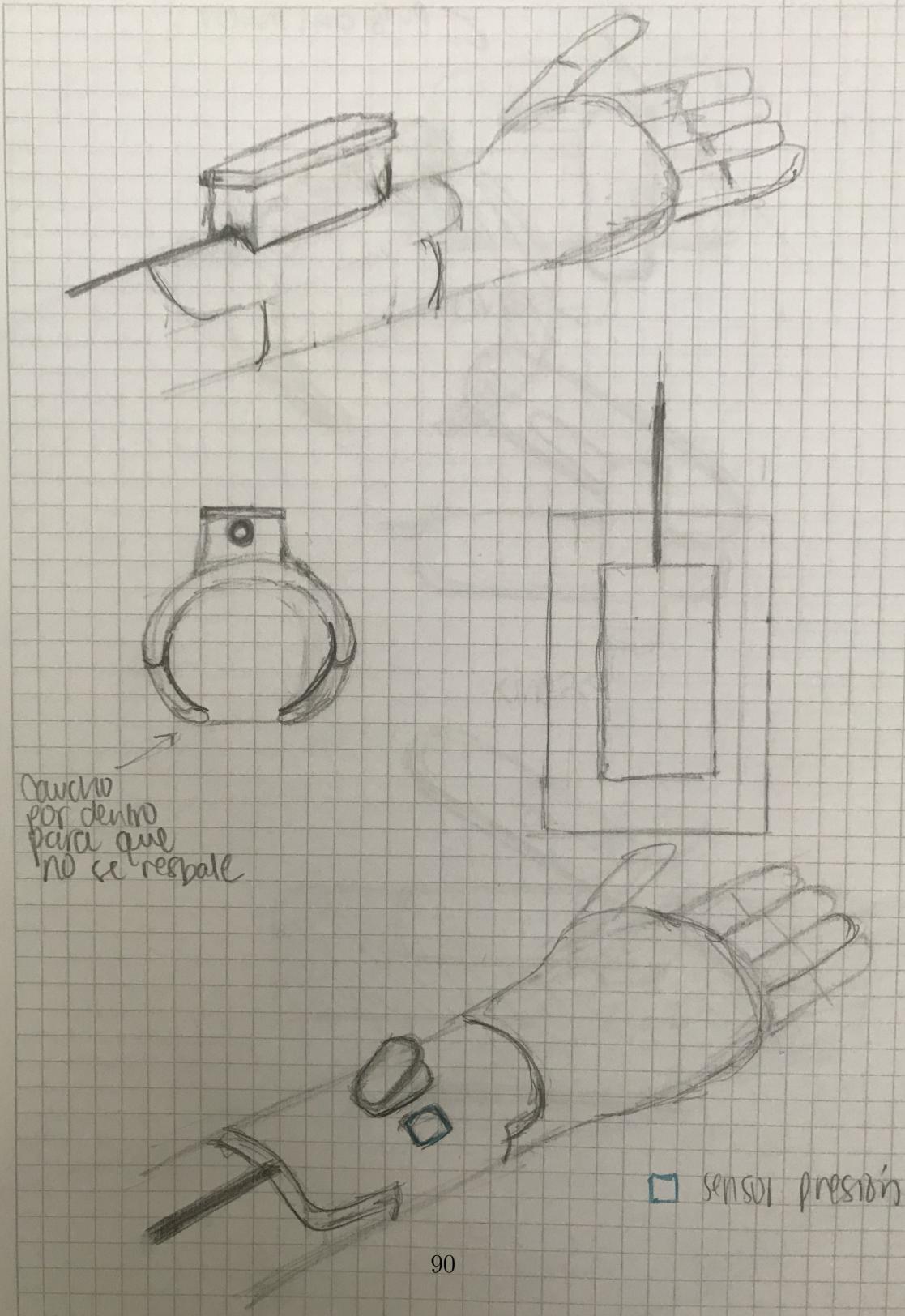


Figura A.2: Bosquejo

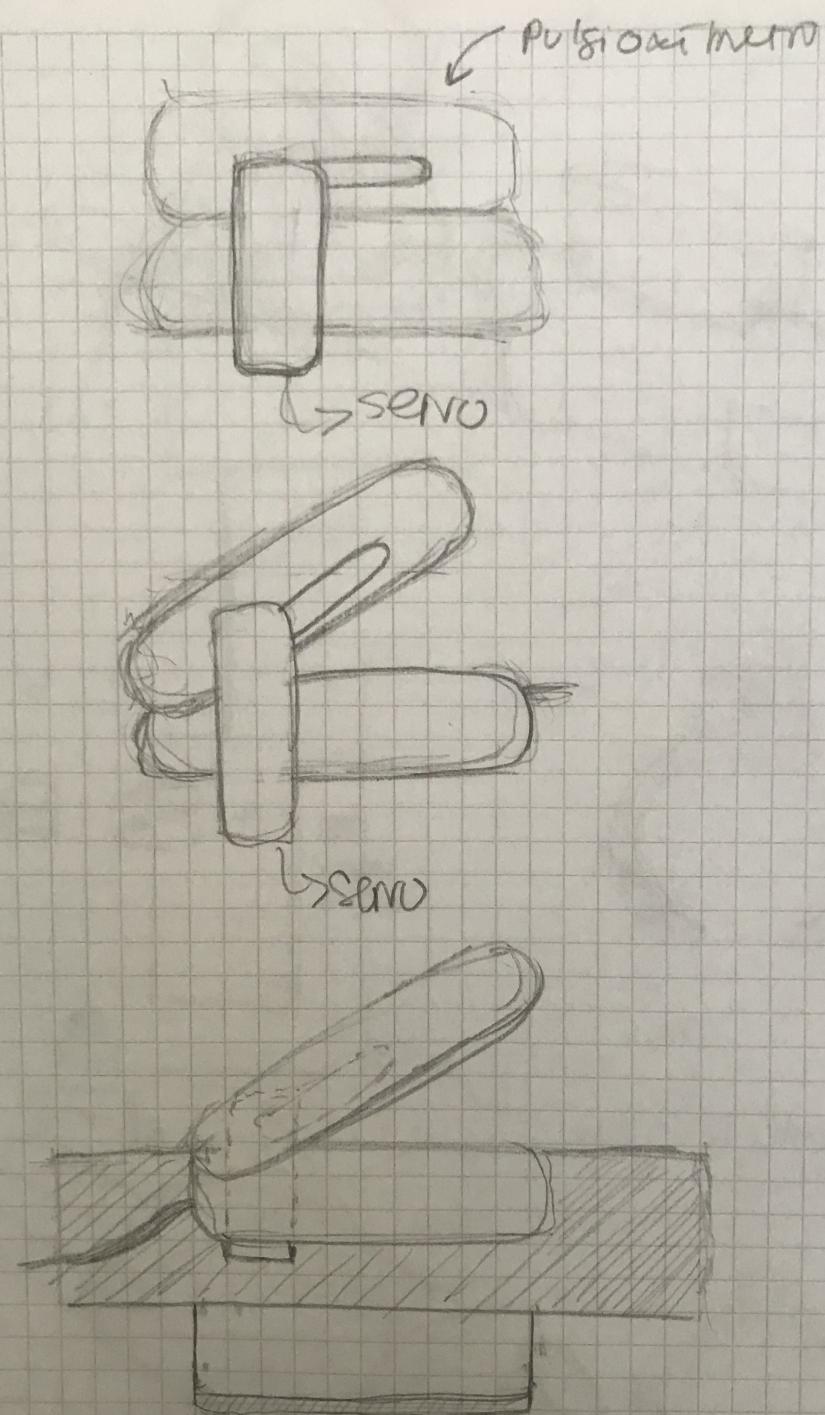
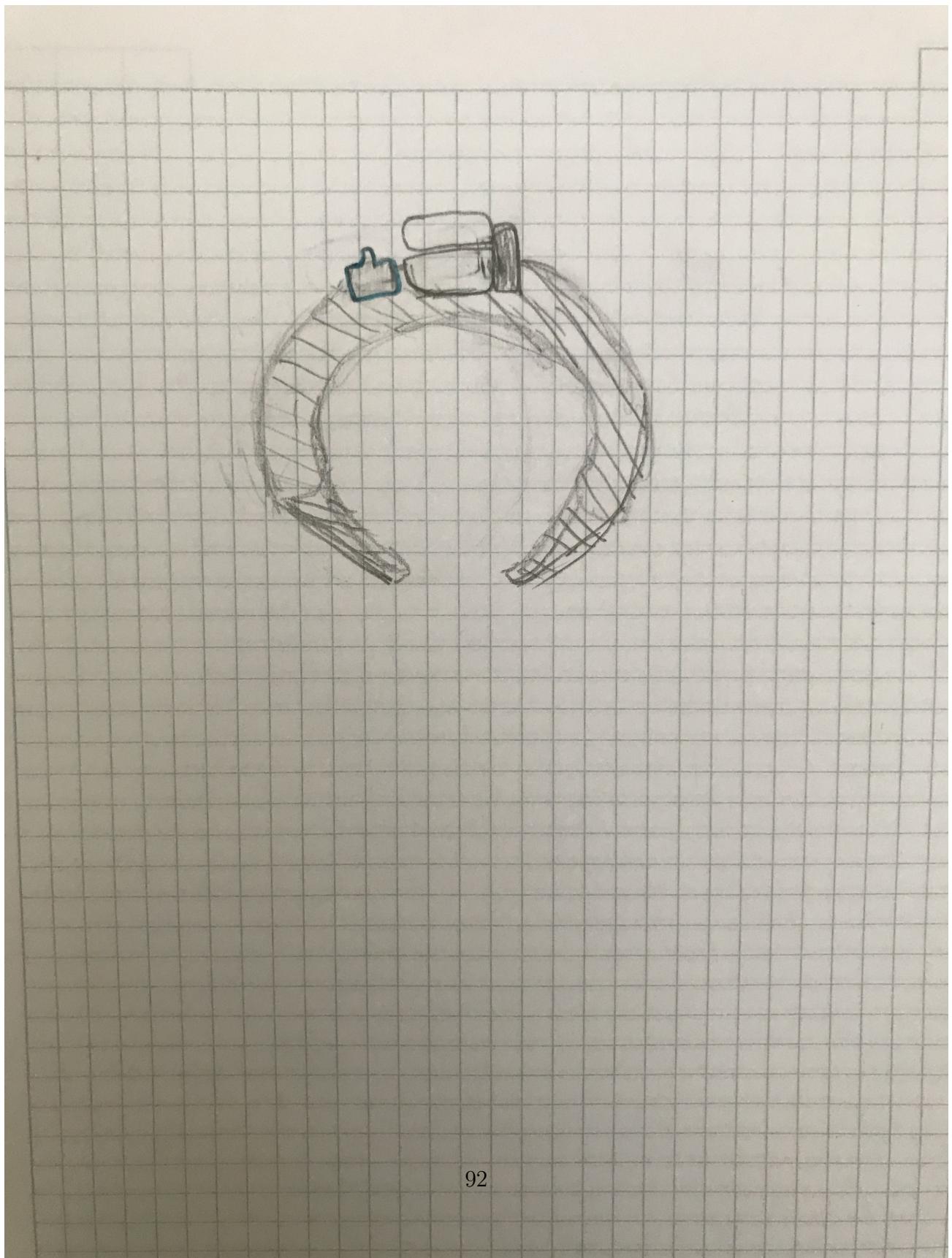


Figura A.3: Bosquejo



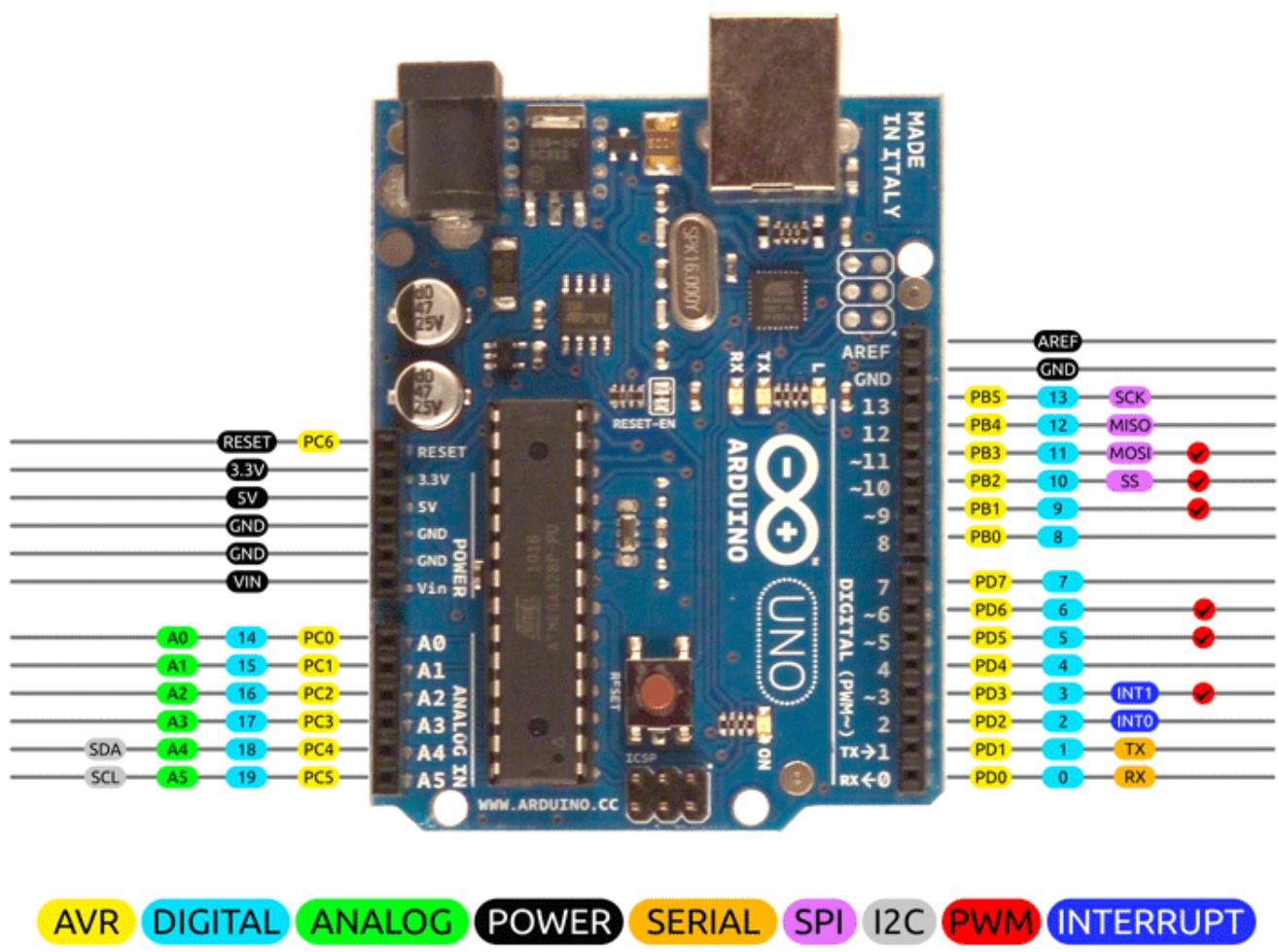
92

Figura A.4: Bosquejo



# Apéndice B

## Puertos



2014 by Bouni  
Photo by Arduino.cc

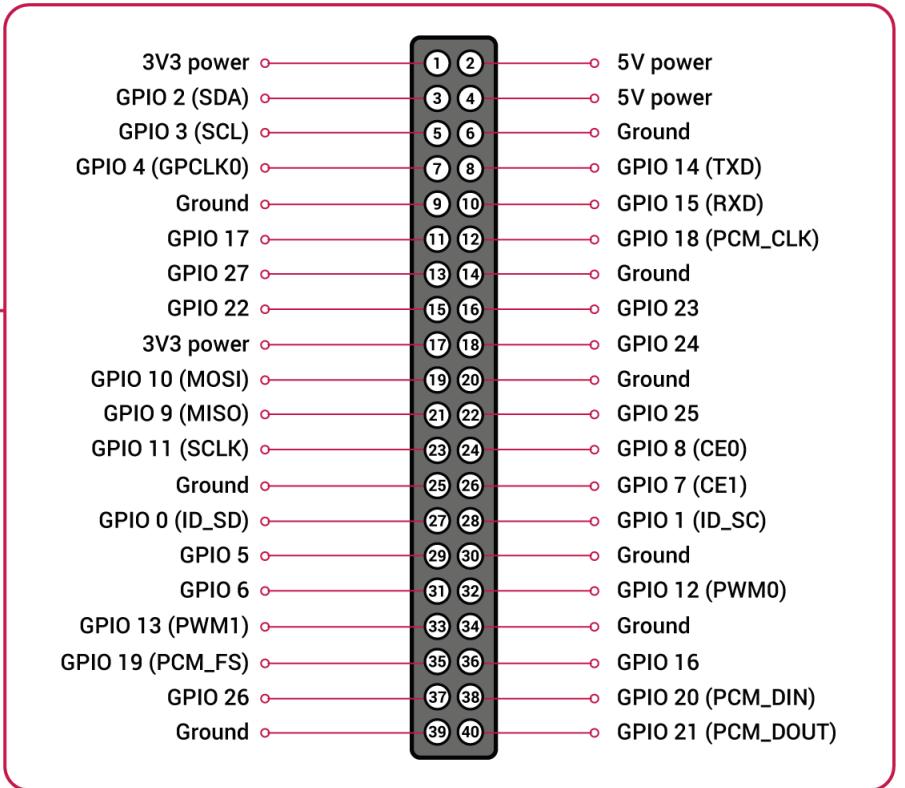
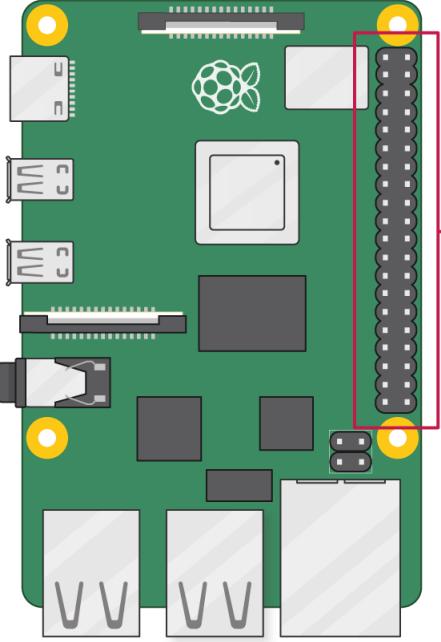


Figura B.2: Puertos de la RaspberryPi [30]

# Apéndice C

## Intento fallido de integrar ambos sensores con el Arduino UNO

The screenshot shows the Arduino IDE interface. On the left, the code for 'serialTest' is displayed:

```
serialTest | Arduino 1.8.13
File Edit Sketch Tools Help
serialTest
uint32_t tsLastReport = 0;

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(115200);
  mlx.begin();
  Serial.print("Initializing pulse oximeter..");

  // Initialize the PulseOximeter instance
  // Failures are generally due to an improper I2C wiring, missing power supply
  // or wrong target chip
  if (!pox.begin()) {
    Serial.println("FAILED");
    for(;); // infinite loop
  } else {
    Serial.println("SUCCESS");
  }
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  pox.update();

  // Asynchronously dump heart rate and oxidation levels to the serial
  // For both, a value of 0 means "invalid"
  if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
    Serial.print("Heart rate:");
    Serial.print(pox.getHeartRate());
    Serial.print("Bpm / SpO2:");
    Serial.print(pox.getSpO2());
    Serial.print("%");
    Serial.print("CtoObject = ");
    Serial.print(mlx.readObjectTempC());
    Serial.println();
    tsLastReport = millis();
  }
}

Done uploading.
Sketch uses 10086 bytes (31%) of program storage space. Maximum is 32256 bytes.
Global variables use 746 bytes (36%) of dynamic memory, leaving 1302 bytes for local varia
```

On the right, the serial monitor window titled 'COM' shows the output of the uploaded sketch:

```
Initializing pulse oximeter..SUCCESS
Initializing pulse oximeter..SUCCESS
Heart rate:0.00bpm / SpO2:0%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:27.98bpm / SpO2:0%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:69.45bpm / SpO2:94%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:84.10bpm / SpO2:95%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:95.13bpm / SpO2:93%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:93.71bpm / SpO2:95%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:90.40bpm / SpO2:95%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:94.33bpm / SpO2:96%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:97.14bpm / SpO2:96%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:60.58bpm / SpO2:96%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:89.23bpm / SpO2:96%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:141.60bpm / SpO2:93%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:84.64bpm / SpO2:93%*C Object = 1037.55*C
Heart rate:0.00bpm / SpO2:0%*C Object = 1037.55*C
```

The serial monitor also includes controls for 'Autoscroll', 'Show timestamp', 'Newline', '115200 baud', 'Clear output', and 'Arduino Uno on COM3'.

Figura C.1: Resultados el intento de integrar ambos sensores con el Arduino UNO

# Apéndice D

## Código

### D.1. Python - Raspberry Pi

```
import serial
import board
import busio as io
import adafruit_mlx90614
import smtplib
from picamera import PiCamera
from time import sleep
from email.mime.multipart import MIME Multipart
from email.mime.text import MIMEText
from email.mime.base import MIMEBase
from email import encoders

#Inicializacion del sensor MLX90614 para utitlizarlo con raspberry pi
i2c = io.I2C(board.SCL, board.SDA, frequency=100000)
mlx = adafruit_mlx90614.MLX90614(i2c)
#Inicializacion del puerto serial para la comunicación
s = serial.Serial('/dev/ttyACM0', 115200)

#Datos del email
sender_address = 'hospital@mail.com'
sender_pass = 'contraseña'
receiver_address = 'hospital@mail.com'
numPatient = 0;
```

```

#Inicializacion de cámara
camera = PiCamera()
camera.start_preview()
totalPacientes=8;
for z in range(0,totalPacientes):
    #Setup the MIME
    text =""
    message = MIME Multipart()
    message['From'] = sender_address
    message['To'] = receiver_address
    message['Subject'] = "Vital signs patient "+str((numPatient%totalPacientes)+1)

    sleep(150) #Tiempo promedio que se demora la persona en
#tomar la manilla del tensiómetro, presionar el botón, tomar la tensión
#volverlo a poner en su lugar, el display muestra el valor de la presión
#por aproximadamente 5 minutos
    camera.capture('/home/pi/Desktop/image.jpg')

    sleep(60)#Tiempo promedio que se demora el robot en dictar la siguiente instrucción
#y que la persona la siga (poner su dedo en el sensor y agarrar la cubierta)
#lectura de la comunicación serial con el arduino del sensor max30100
    text = "Pulse and SPO2%: \n"
    for y in range(0,20):
        read_serial=s.readline()
        text+=str(read_serial)+"\n";

#lectura de la temperatura con el sensor mlx90614
    text+="Average Temperature: "
    average=0
    for i in range(0,500):
        temp = mlx.object_temperature+7
        average+=temp
    text+= str(average/500)+"\n"
#Si el promedio de temperatura es mayor que 37.8 o menor a 35
#inserta un mensaje de alerta [37] [38]
    if (average/500)>37.8:
        text+="Alert, patient seems to be feverish \n"
    if (average/500)<35:
        text+="Alert, patient seems to be hypothermic \n"

```

```

#se agrega el texto al mensaje
msg_content = MIMEText(text, 'plain', 'utf-8')
message.attach(msg_content)
with open('image.jpg', 'rb') as f:
    mime = MIMEBase('image', 'png', filename='test.jpg')
    mime.add_header('Content-Disposition', 'attachment', filename='test.jpg')
    mime.add_header('X-Attachment-Id', '0')
    mime.add_header('Content-ID', '<0>')
    mime.set_payload(f.read())
    encoders.encode_base64(mime)
    message.attach(mime)

#Sesion smtp
session = smtplib.SMTP('smtp.gmail.com', 587)
session.starttls()
session.login(sender_address, sender_pass) #login
text = message.as_string() #composicion del mensaje
session.sendmail(sender_address, receiver_address, text)
session.quit()

sleep(300) #Tiempo aproximado que se demoraría de llegar de un paciente a otro
numPatient+=1
camera.stop_preview()

```

## D.2. Arduino

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"

#define REPORTING_PERIOD_MS      2000

// PulseOximeter is the higher level interface to the sensor
// it offers:
// * beat detection reporting
// * heart rate calculation
// * SpO2 (oxidation level) calculation
PulseOximeter pox;

uint32_t tsLastReport = 0;

void onBeatDetected()
{
    Serial.println("Beat!");
}

void setup()
{
    Serial.begin(115200);

    Serial.print("Initializing pulse oximeter..");

    // Initialize the PulseOximeter instance
// Failures are generally due to an improper I2C wiring, missing power supply
// or wrong target chip
if (!pox.begin()) {
    Serial.println("FAILED");
    for(;;);
} else {
    Serial.println("SUCCESS");
}
}

void loop()
```

```
{  
    // Make sure to call update as fast as possible  
    pox.update();  
  
    // Asynchronously dump heart rate and oxidation levels to the serial  
    // For both, a value of 0 means "invalid"  
    if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {  
        Serial.print("Heart rate:");  
        Serial.print(pox.getHeartRate());  
        Serial.print("bpm / SpO2:");  
        Serial.print(pox.getSpO2());  
        Serial.println("%");  
  
        tsLastReport = millis();  
    }  
}
```

## Apéndice E

### Imágenes adicionales del diseño del prototipo final

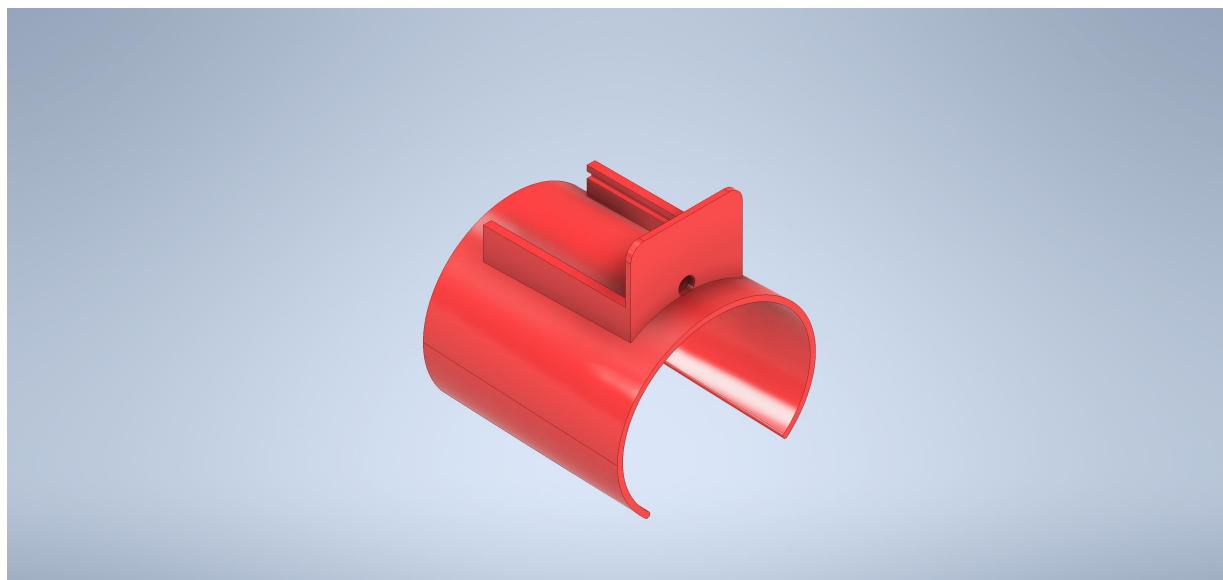


Figura E.1: Manilla final

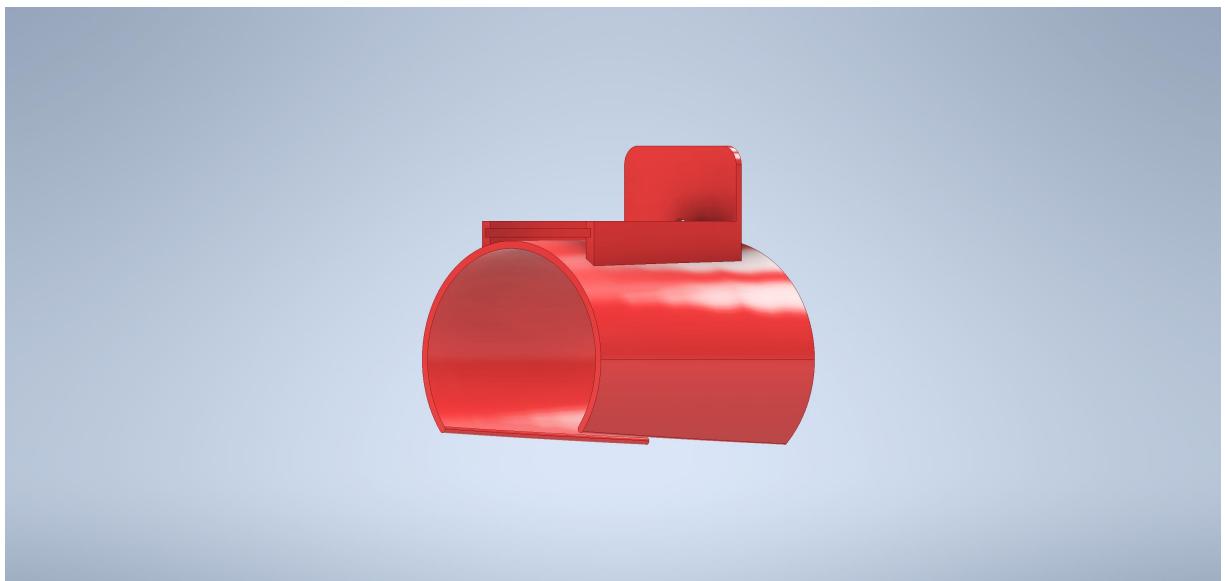


Figura E.2: Manilla final

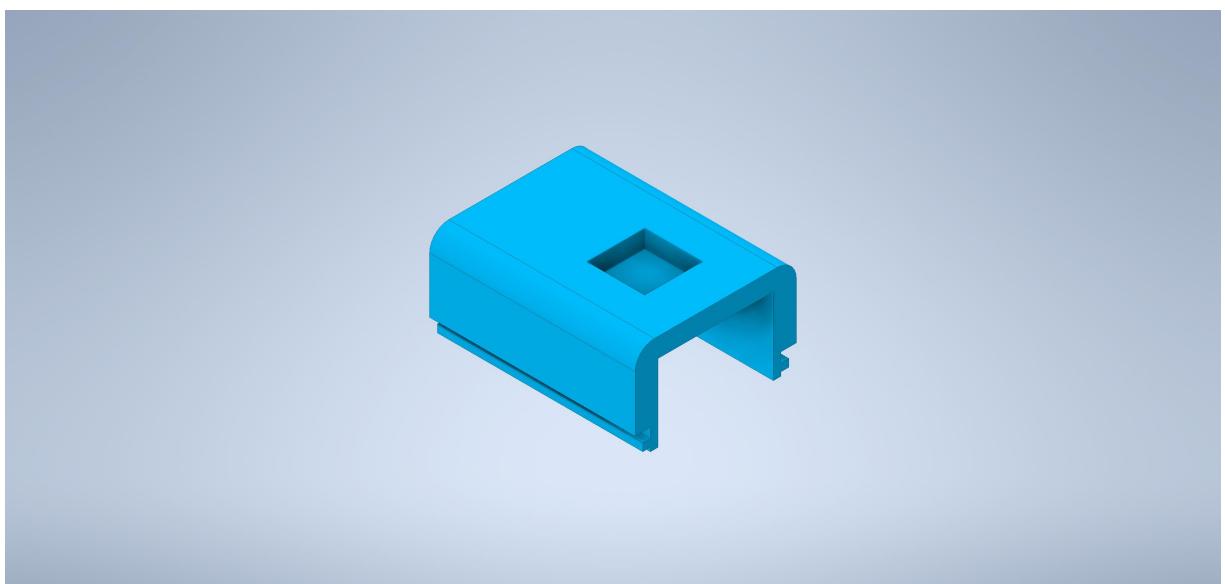


Figura E.3: Cubierta final

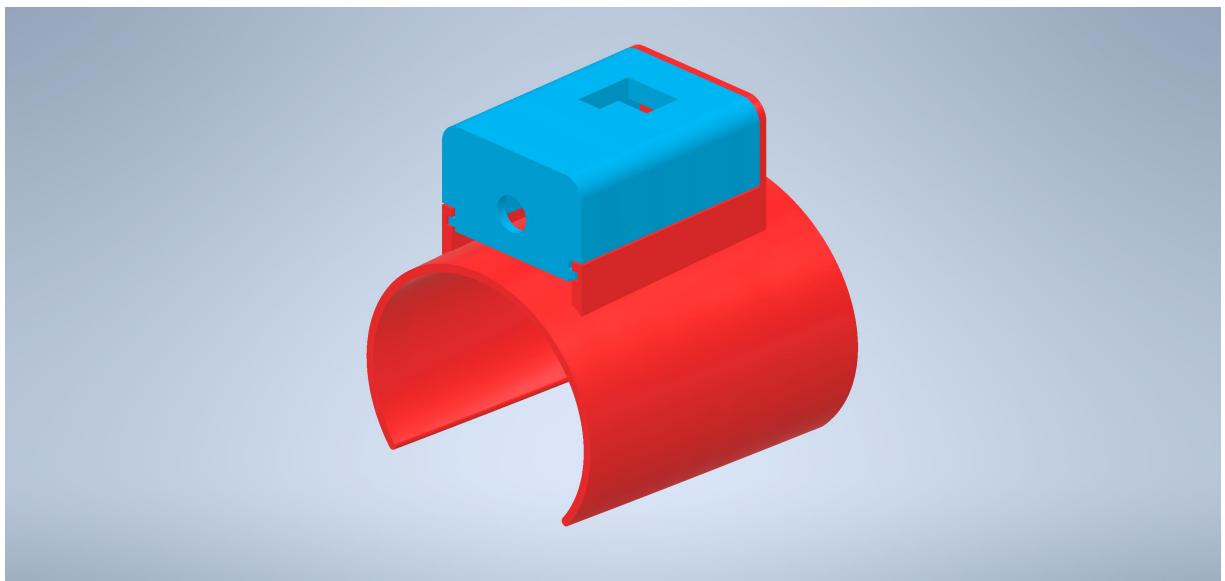


Figura E.4: Ensamble final

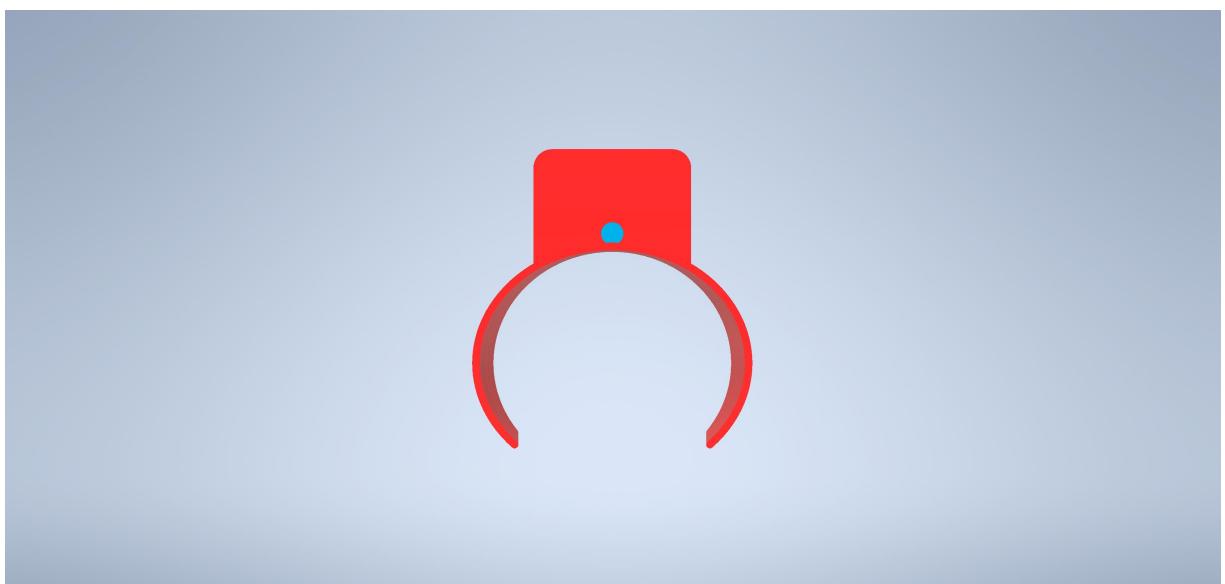


Figura E.5: Ensamble manilla y cubierta final



Figura E.6: Maleta final

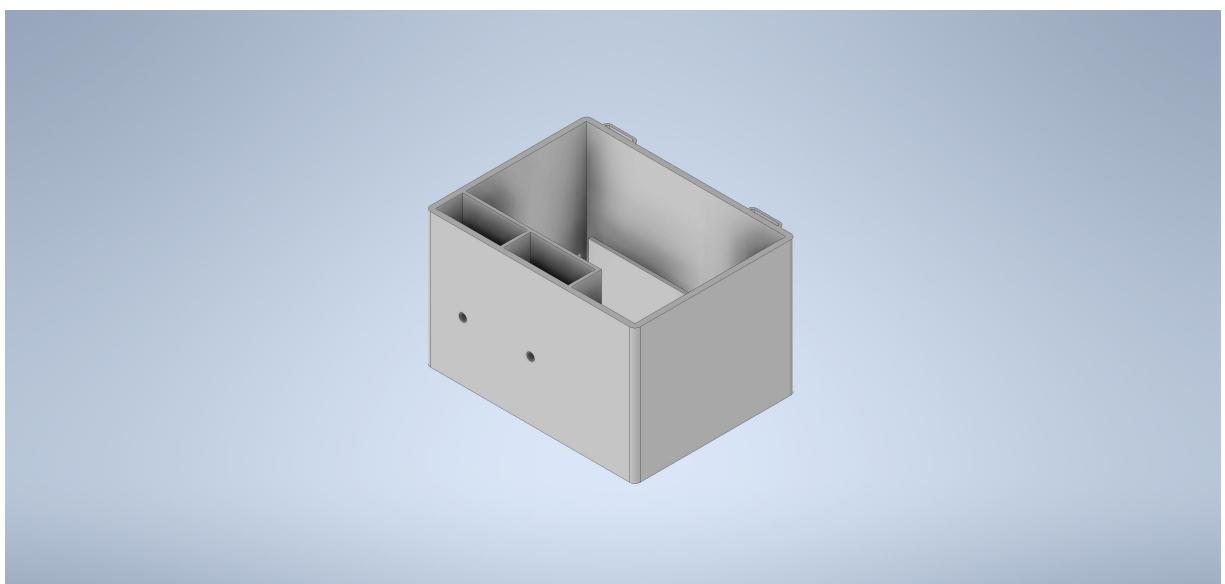


Figura E.7: Maleta final

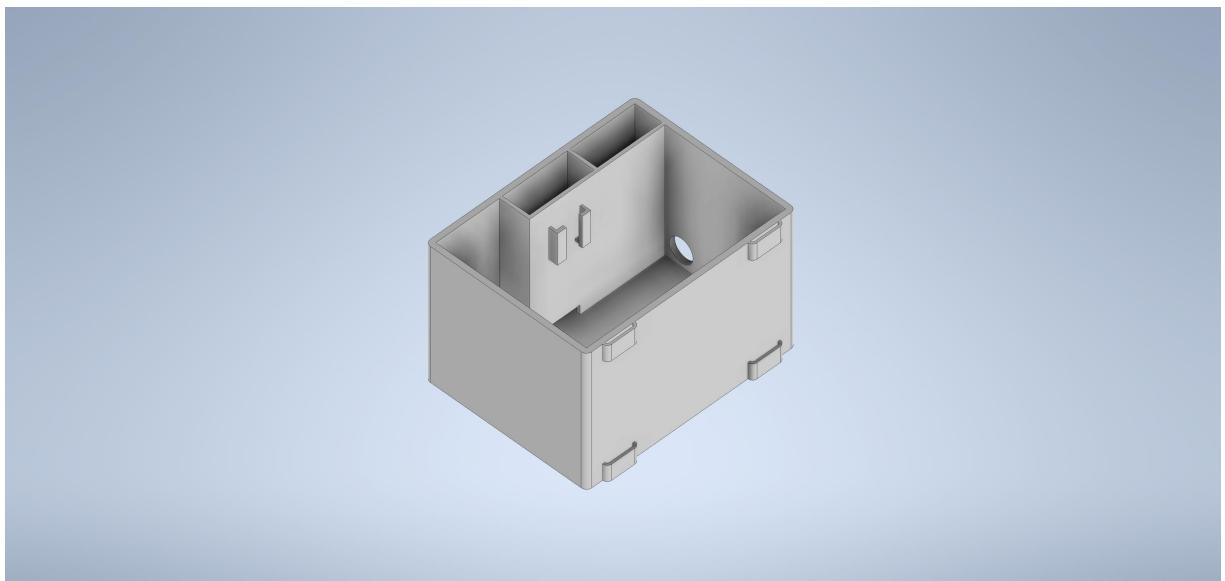


Figura E.8: Maleta final

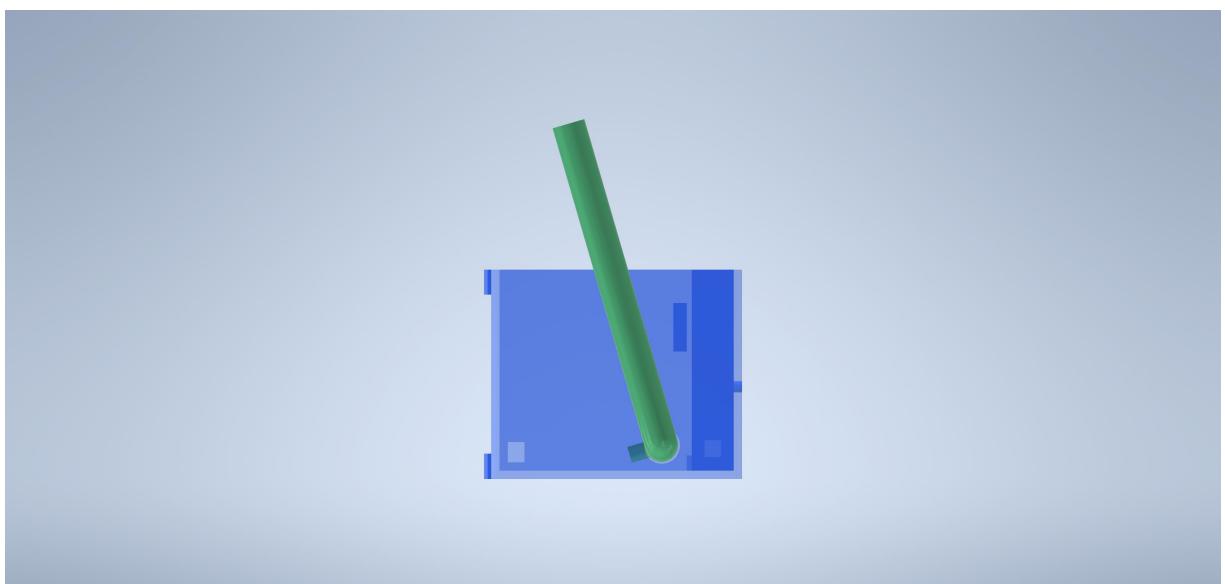


Figura E.9: Ensamble de maleta y manija final

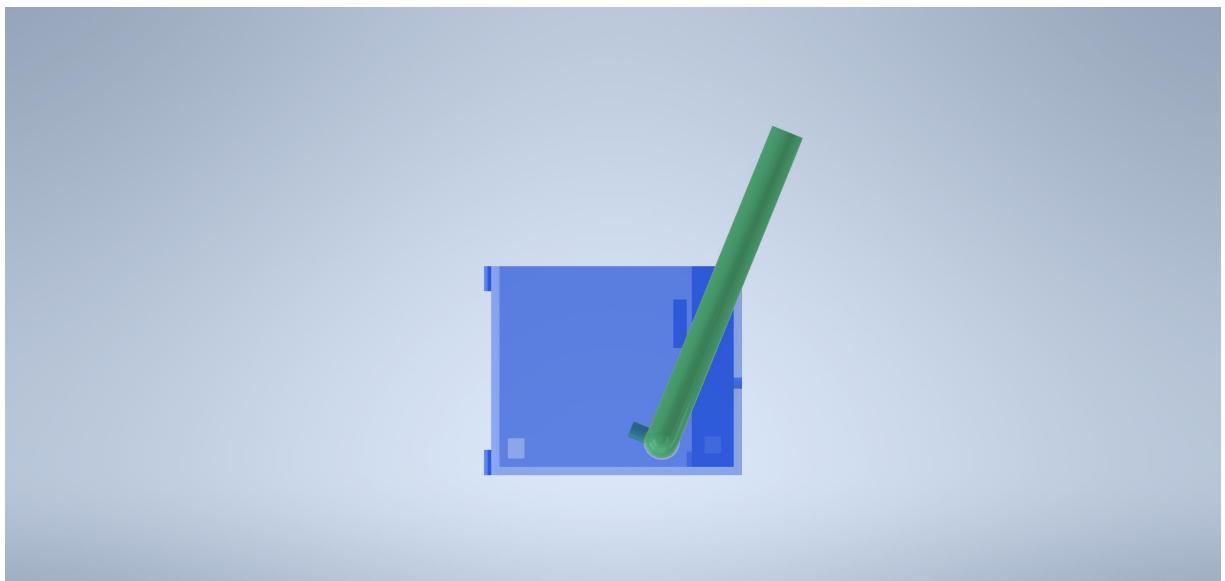
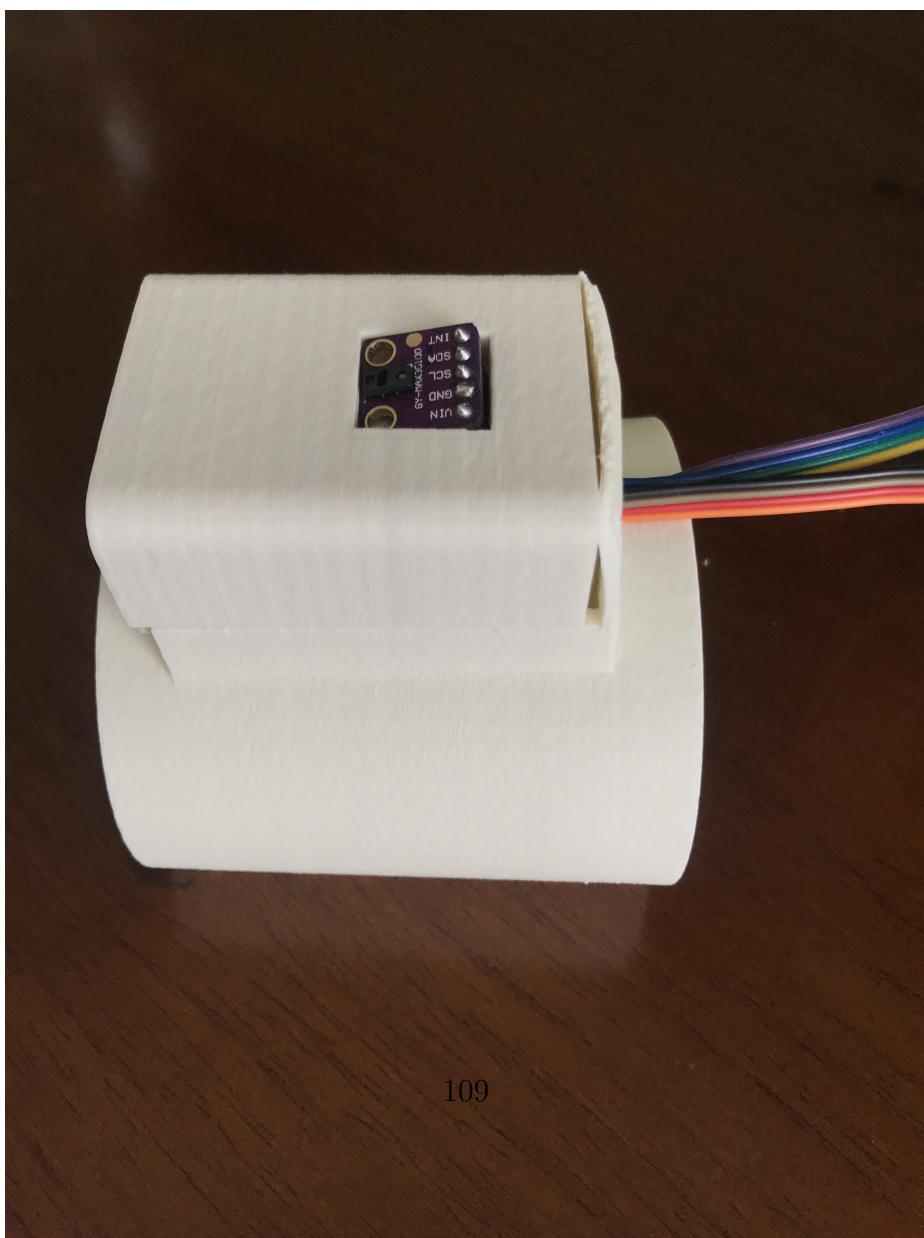


Figura E.10: Ensamble de maleta y manija final



## Apéndice F

### Resultado final de la impresión



109

Figura F.1: Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento



Figura F.2: Validación de la tercera versión del prototipo de aditamento



Figura F.3: Validación de la primera versión de la maleta



Figura F.4: Validación de la primera versión de la maleta

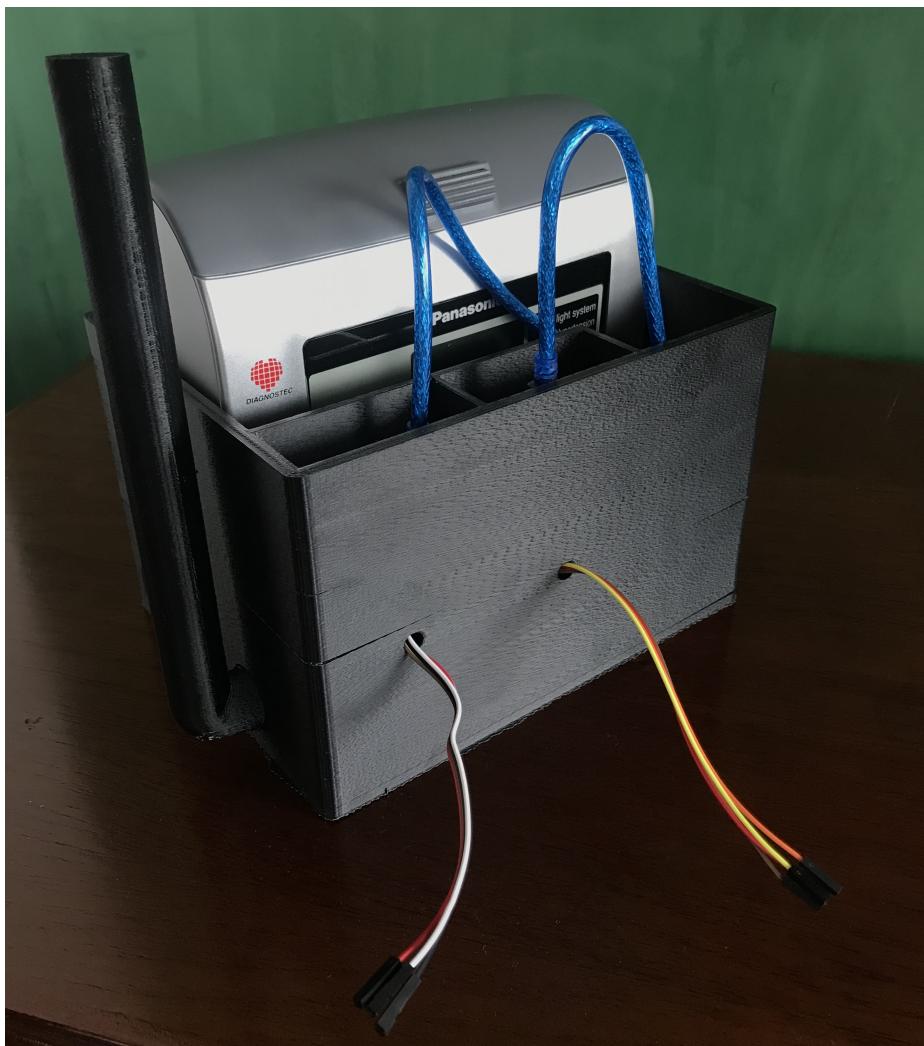


Figura F.5: Validación de la primera versión de la maleta



Figura F.6: Validación de la primera versión de la maleta



# Apéndice G

## Imágenes adicionales de la validación



Figura G.1: Validación prototipo versión 2

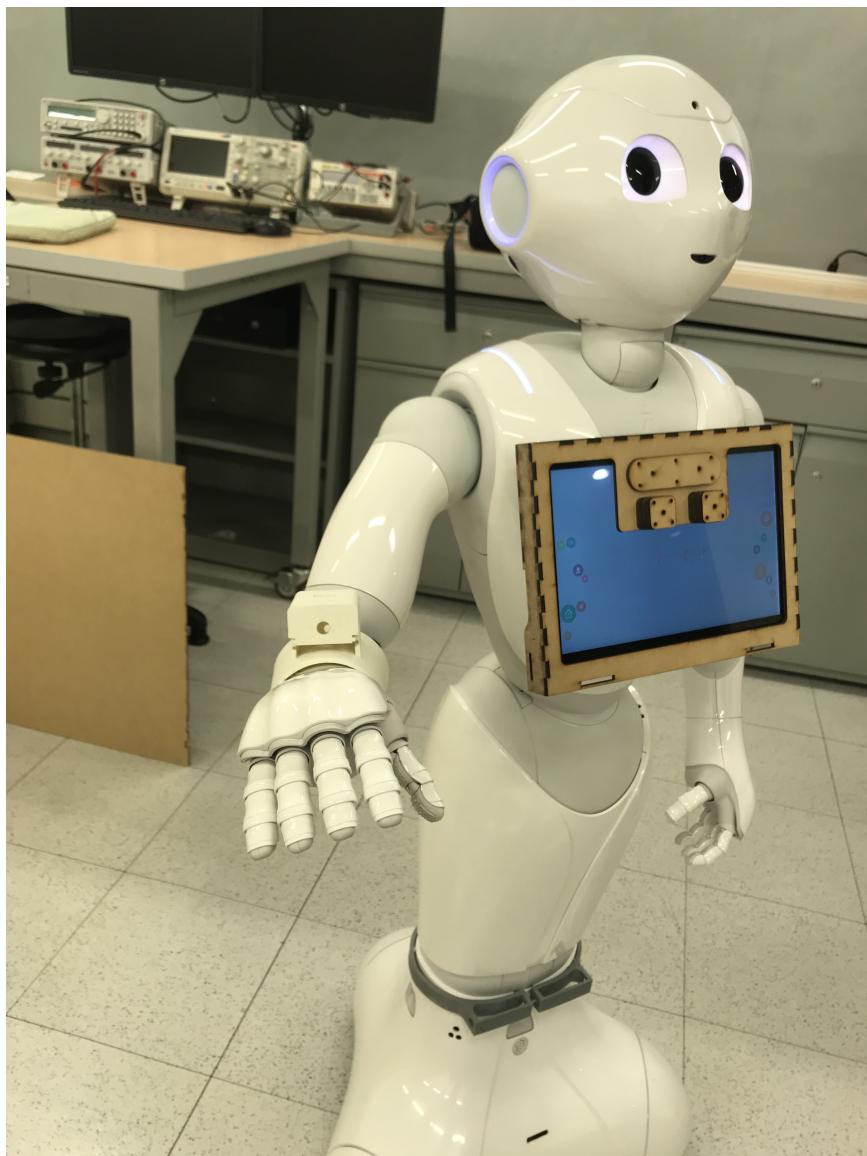


Figura G.2: Validación prototipo versión 2

# Apéndice H

## Plan de trabajo y cronograma

Semana	Etapa del proyecto	Actividades
1	Revisión bibliográfica.	Consultar bibliografía sobre medición de signos vitales sin contacto. Consultar bibliografía sobre materiales aptos para uso en el ámbito médico. Consultar bibliografía sobre protocolos de bioseguridad específicamente covid-19
2-5	Diseño	Diseño CAD de elementos que permitan montar los sensores necesarios en el Pepper. Diseño de elementos adicionales para seguridad y cumplimiento de protocolos.
6-9	Manufactura	Manufactura de los elementos diseñados en la parte de diseño. Acoplamiento de los elementos a la base
10-13	Pruebas	Proceso iterativo de pruebas de funcionalidad del robot y mejoras. Documentación de pruebas
14-16	Finalización del trabajo y preparación de los documentos.	Preparación del informe Ajustes finales para la sustentación