



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Uso de "Alexa" para el
monitoreo de variables
fisiológicas en adultos
mayores**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A

Giovanni Domínguez Martínez

DIRECTOR DE TESIS

M.I. Serafin Castañeda Cedeño



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2023

Índice	
Índice	i
Agradecimientos.....	iii
Introducción y planteamiento del problema	1
Necesidad.....	1
Objetivo.....	2
Alcances y restricciones	2
Antecedentes.....	3
Anatomía del corazón	3
Ciclo cardíaco	4
Frecuencia cardíaca	4
Saturación de oxígeno	5
Temperatura corporal.....	5
Pulsioximetría	5
Espectrofotometría	6
Fotopletismografía	6
Plestimografía.....	6
Morfología de la señal fotopletismográfica	7
Medición de la saturación de oxígeno	7
Estado de arte.....	8
Diseño Conceptual.....	10
Requerimientos.....	10
Especificaciones	11
Funcionamiento	12
Subsistemas.....	12
Subsistema de adquisición de frecuencia cardíaca	13
Subsistema de adquisición de saturación de oxígeno.....	13
Subsistema de adquisición de temperatura.....	13
Subsistemas de acondicionamiento de señales.	13
Subsistema de procesamiento y comunicación	13

Subsistema de almacenamiento y acondicionamiento de energía.....	14
Selección de componentes	14
Diseño de configuración	17
Diseño de detalle	19
Obtención de la frecuencia cardiaca	19
Diseño de circuito para el acondicionamiento de la señal PPG.....	20
Cálculo de la frecuencia cardiaca	21
Obtención de la saturación de oxígeno	22
Obtención de la temperatura corporal.....	22
Cálculo de la batería.....	23
Diseño de PCB	23
Diseño de la carcasa.....	24
Comunicación con Alexa.....	26
Skill o habilidad de Alexa	26
Interfaz de usuario de voz.....	27
Lógica de la Skill.....	27
Prueba de la Skill de Alexa.....	29
Resultados del modelo de funcionalidad	30
Construcción del modelo funcional	30
Pruebas de funcionalidad	31
Conclusiones.....	33
Referencias	34
Anexo A. Planos	36
Anexo B. Esquemático	49
Anexo C. Programación	49
Código Photon.....	51
Código Interaction Model JSON.....	55
Código de AWS Lambda.....	57
Aplicación App Inventor.....	61
Índice de figuras	64
Índice de tablas.....	65

Agradecimientos

A mi familia por su apoyo, ánimo y comprensión para lograr mis metas.

A mi asesor M. I. Serafín por brindarme la confianza para realizar este proyecto y por asesoría para la realización de este.

A la UNAM, en especial a la Facultad de Ingeniería por darme la oportunidad de estudiar en sus aulas.

A mis amigos que hice durante mi estancia en la UNAM gracias a todos ustedes Elías, Francisco, Arturo, Víctor, Antonio, Rodrigo por su apoyo.

Introducción y planteamiento del problema

Necesidad

El aumento de la población a nivel mundial de adultos mayores representa un reto para los servicios de salud debido a la disponibilidad de instalaciones, personal médico y de cuidado con la que se cuenta actualmente, en el caso específico de México la población de personas mayores de 60 años asciende a más de 10 millones (INEGI, 2018) con una plantilla de 476 mil profesionales de enfermería (Excelsior, 2018). Además, en los últimos años se ha presentado una tendencia que los adultos mayores viven de forma independiente, en México el 12.6 por ciento de la población adulta vive sola (Reforma, 2018).

Los dispositivos de monitoreo para uso en ambientes domésticos con retroalimentación al usuario han demostrado una contribución significativa en: la prevención de enfermedades, diagnóstico temprano, manejo de enfermedades, tratamiento y rehabilitación en el hogar (Lymberis, 2010).

Sin embargo, estos dispositivos presentan aspectos que dificultan su utilización (Van de Ven, Bourke, Nelson, & O'Brien, 2010) por ejemplo:

- Se requiere de ayuda para su colocación.
- La colocación de los dispositivos se puede realizar de manera incorrecta.
- **La forma de interpretar las mediciones obtenidas es complicada.**

El último punto está directamente con relacionado con el tipo de interfaz con la que cuenta la mayoría de los dispositivos existentes, debido a que las interfaces son cada vez más sofisticadas y más reducidas, lo cual condiciona el uso de estos dispositivos por adultos mayores, de los aspectos más significativos que limitan su utilización están diferentes dificultades de uso relacionadas con la edad (cognitivas, sensoriales, motrices) y la aceptación tecnológica de la población adulta (Morales González & Casamayou, 2018). De acuerdo con datos de la Encuesta Nacional sobre Disponibilidad y Uso de Tecnologías de la Información en los Hogares 2018 (ENDUTIH), publicada por INEGI, muestra que en los últimos años el número de usuarios que usan tecnologías de la comunicación mayores de 55 años se ha incrementado, como se observa en la Figura 1.

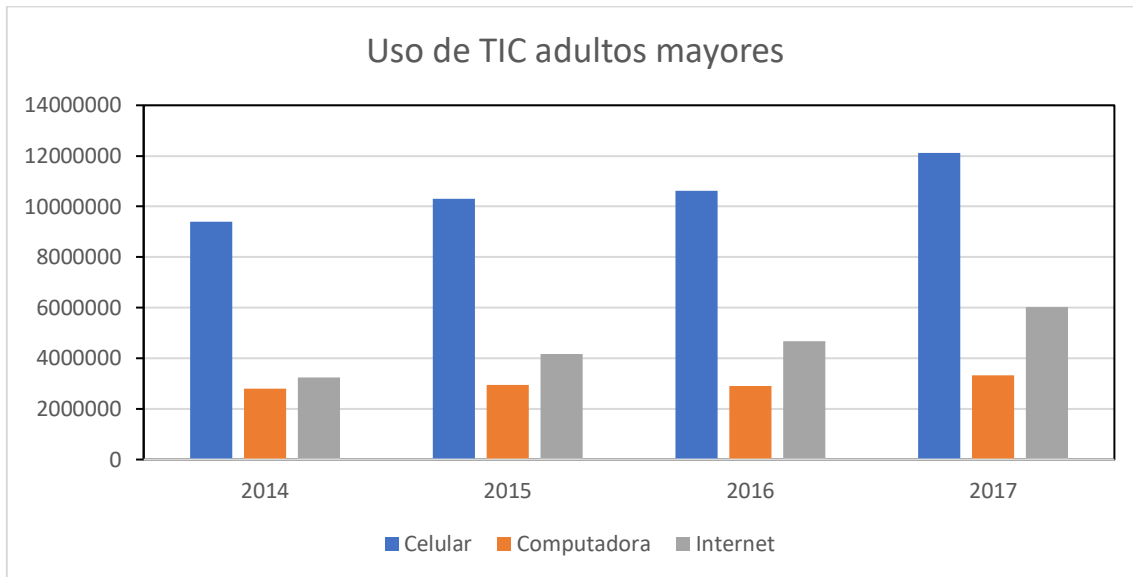


Figura 1 Estadística de uso de TIC por adultos mayores de 55 años

La implementación de tecnologías de reconocimiento del habla en interfaces de usuario permite ejecutar tareas sin necesidad de utilizar las manos o prestar atención visual, lo que facilita y posibilita la interacción en distintos contextos en los que el usuario no puede acceder y manipular su dispositivo.

Objetivo

Diseñar un modelo funcional de un wearable para el monitoreo de variables fisiológicas (frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal), controlado por comandos de voz usando Alexa.

El modelo debe procesar las variables fisiológicas y calcular los parámetros en tiempo real, sin usar equipos externos adicionales.

Alcances y restricciones

Presentar un modelo funcional del sistema generado, que pueda adquirir las variables fisiológicas.

Antecedentes

Anatomía del corazón

El aparato cardiovascular está formado por la sangre, el corazón y los vasos sanguíneos. Para que la sangre alcance las células del cuerpo para intercambiar sustancias, debe ser bombeada constantemente por el corazón. El corazón late aproximadamente 100 mil veces al día, bombeando el equivalente a más de 14 mil litros diariamente. (Tortora, 2015)

El corazón es un órgano de tamaño similar a un puño. Mide alrededor de 12 [cm] de largo, 9 [cm] en su punto más ancho y 6 [cm] de espesor, con un peso promedio de 250 [g] en mujeres adultas y de 300 [g] en hombres adultos.

Está formado por cuatro cavidades, denominadas aurículas y ventrículos (Figura 2).

- Aurícula derecha es la cavidad situada en la posición superior derecha del corazón. Se encarga de recibir la sangre con dióxido de carbono (CO_2), a través de las venas cavas superior e inferior y del seno coronario.
- Ventrículo derecho es la cavidad situada en la posición inferior derecha del corazón. Se encarga de impulsar la sangre con CO_2 proveniente de la aurícula derecha hacia los pulmones a través de la arteria pulmonar.
- Aurícula izquierda es la cavidad situada en la posición superior izquierda del corazón. Se encarga de recibir la sangre con oxígeno proveniente de los pulmones a través de las venas pulmonares.
- Ventrículo izquierdo es cavidad situada en la posición inferior izquierda del corazón. Se encarga de impulsar la sangre oxigenada hacia todo el organismo a través de la arteria aorta.

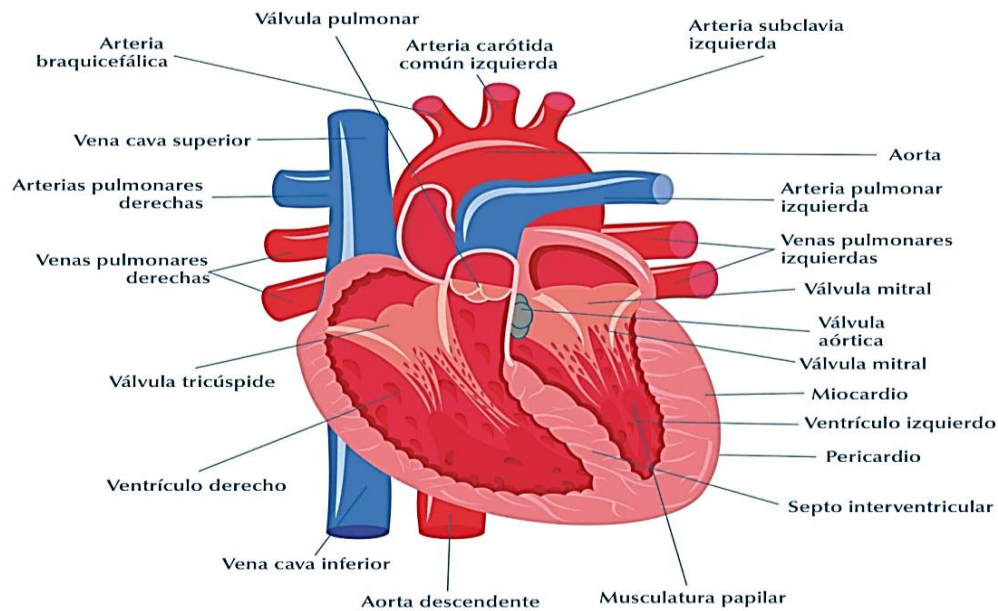


Figura 2 Estructura anatómica de corazón (Evangelio García, 2016)

Ciclo cardíaco

Se denomina ciclo cardíaco al conjunto de procesos ocurridos durante un latido cardíaco. Posee periodos de contracción y relajación para todas las cavidades del corazón, los cuales se denominan:

- Diástole es el periodo de relajación muscular, donde el corazón acoge la sangre de las venas cavas y pulmonares en sus aurículas.
- Sístole consiste en la contracción muscular, en la que se bombea sangre, hacia los ventrículos en el caso de la sístole auricular o hacia las arterias pulmonares y la arteria aorta, en el caso de la sístole ventricular.

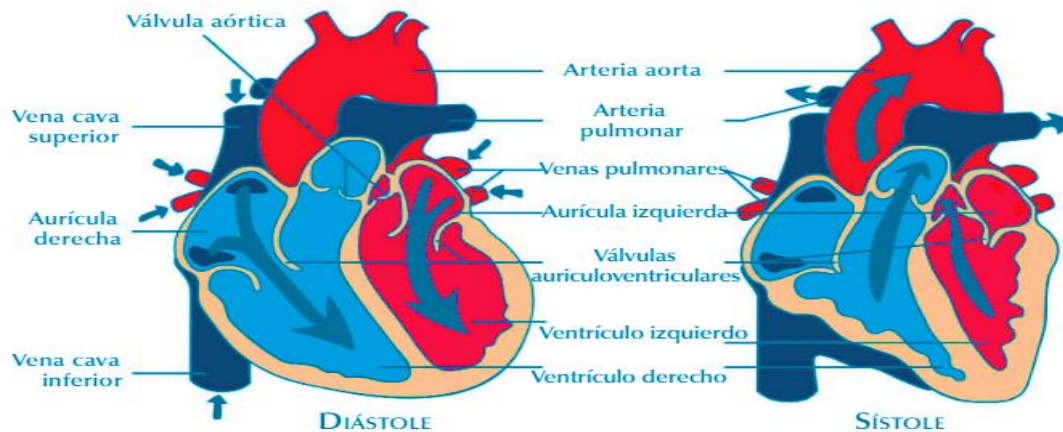


Figura 3 Fases del ciclo cardíaco (Evangelio García, 2016)

Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca es el número de latidos del corazón por unidad de tiempo. La edad, sexo, el nivel de entrenamiento y la temperatura corporal también influye sobre la frecuencia cardíaca en reposo. Un bebé recién nacido tiene una frecuencia cardíaca en reposo superior a 120 latidos por minuto (lpm); la frecuencia va disminuyendo con los años, como se muestra en la Tabla 1. El aumento de la temperatura corporal produce un aumento de la frecuencia cardíaca, mientras que un descenso de la temperatura corporal provoca una disminución de la frecuencia cardíaca (Tortora, 2015).

Edad	Frecuencia cardiaca en reposo (lpm)
Recién nacido-2 años	100-180
2-10 años	60-140
Mayores de 10años	50-100

Tabla 1 Frecuencia cardíaca por edades (Berry, Barreiro, Dziekan, Enright, & Evans, 2010)

Saturación de oxígeno

Los seres humanos dependen del oxígeno para vivir. Los órganos requieren oxígeno para el metabolismo, pero el cerebro y el corazón son sensibles a la falta de oxígeno. Una escasez seria de oxígeno por unos pocos minutos es mortal. (Berry, Barreiro, Dziekan, Enright, & Evans, 2010)

La saturación de oxígeno es la cantidad máxima de oxígeno en la sangre. El oxígeno es transportado en el cuerpo fijado a una proteína que contiene hierro llamada hemoglobina (Hb) que está en los glóbulos rojos. Después de que el oxígeno es introducido dentro de los pulmones se combina con la hemoglobina en los glóbulos rojos cuando ellos pasan a través de los capilares pulmonares. Cada gramo de hemoglobina se combina con 1.34 [ml] de oxígeno. De esa manera, en la sangre con una concentración normal de hemoglobina de 15 [g/dl], 100 [ml] de sangre transporta 20 [ml] de oxígeno combinado con la hemoglobina sumado una pequeña cantidad de oxígeno disuelto en la sangre.

Temperatura corporal

La temperatura normal del cuerpo humano refleja el equilibrio entre dos procesos opuestos:

- La producción de energía en forma de calor por los tejidos vivos llamada termogénesis
- La transferencia de calor al medio ambiente a través de la emisión de rayos infrarrojos y la transferencia de energía desde la piel y los pulmones.

El valor promedio de 37°C, con variaciones diarias no mayores de 0.6°C. La temperatura corporal se puede clasificar en dos partes; la temperatura central o de núcleo y la temperatura superficial. La primera es la temperatura procedente de la cabeza, cavidad torácica y cavidad abdominal, se mide temperatura rectal, esofágica, de membrana, timpánica y sanguínea, utilizando termómetros de profundidad. La segunda es la temperatura proveniente de la piel, tejido celular subcutáneo, tejido adiposo blanco y masa muscular, se mide generalmente en la axila con termómetros superficiales y profundos.

Pulsioximetría

La pulsioximetría es un método que permite la medición de la saturación de oxígeno de la sangre (SpO₂) basando en la espectrofotometría y la frecuencia cardiaca mediante el análisis de la señal fotopleletismográfica.

Existe dos métodos de oximetría:

1. Por transiluminación o transmitancia en este método la fuente de luz y el detector se encuentran contrapuestos haciendo que la luz penetre por completo el tejido.
2. Por reflexión de luz.

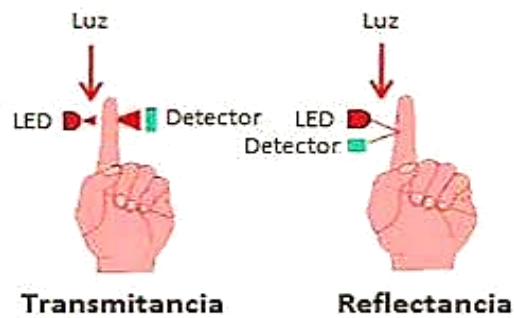


Figura 4 Métodos de oximetría

Espectrofotometría

La espectrofotometría mide la intensidad de la luz que se absorbe o transmite un material. Esta medición de intensidad se puede realizar en una longitud de onda específica o se puede escanear en un rango de longitudes de onda. Si la medición se realiza en una longitud de onda específica, se llama fotometría. Si la medición se realiza para un rango de longitudes de onda, se denomina espectrometría y la curva de intensidad de luz resultante se denomina espectro. Por lo tanto, la espectrofotometría es un término colectivo para la espectrometría y la fotometría. La mayoría de los espectrofotómetros comerciales miden la absorbancia. La cantidad de luz se determina con la ley de Beer-Alambert la cual establece que hay una relación lineal entre la absorción de luz a través de una sustancia y la concentración de la sustancia

$$A = \epsilon l c \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde:

ϵ : es el coeficiente de extinción molar. Sus unidades son L/(mol·cm)

l : es la longitud del camino de la luz a través de la sustancia. Sus unidades son (cm)

c : Concentración molar de un componente específico. Sus unidades son (mol/L)

Fotopleletismografía

La fotopleletismografía mide los cambios en la absorción de luz dentro de los capilares dérmicos. La fotopleletismografía se basa en dos principios físicos, la espectrofotometría y la pleletismografía.

Pleletimografía

La pleletimografía es una prueba de función respiratoria que mide el volumen de gas intratorácico y la resistencia específica de la vía aérea a partir de los cambios de volumen como consecuencia de variaciones del flujo sanguíneo.

El método se desarrolló con base en los conceptos descritos por Bert, Gad y Pflüger en el siglo XIX y fue realizada por primera vez por DuBois en la década de 1950. La medición está

basada en la Ley de Boyle-Mariotte que señala que el volumen de un gas es inversamente proporcional a la presión a la que está sujeto en condiciones isotérmicas; por lo tanto, durante la compresión de un gas en estas condiciones, el producto de la presión por el volumen permanece constante.

Morfología de la señal fotopleletismográfica

La morfología de la señal fotopleletismográfica (PPG) consta de un componente pulsátil (AC), atribuido a los cambios sincrónicos de volumen sanguíneo que se producen con la contracción y relajación cardíaca durante cada latido, sobreañadido a un componente de muy lenta variación (DC) con diferentes patrones de bajas frecuencias atribuido a los cambios respiratorios, termorreguladores y de la actividad del sistema nervioso simpático (Aldama Figueroa, Álvarez Duarte, & Reyes, 2008), como se muestra en la Figura 5.

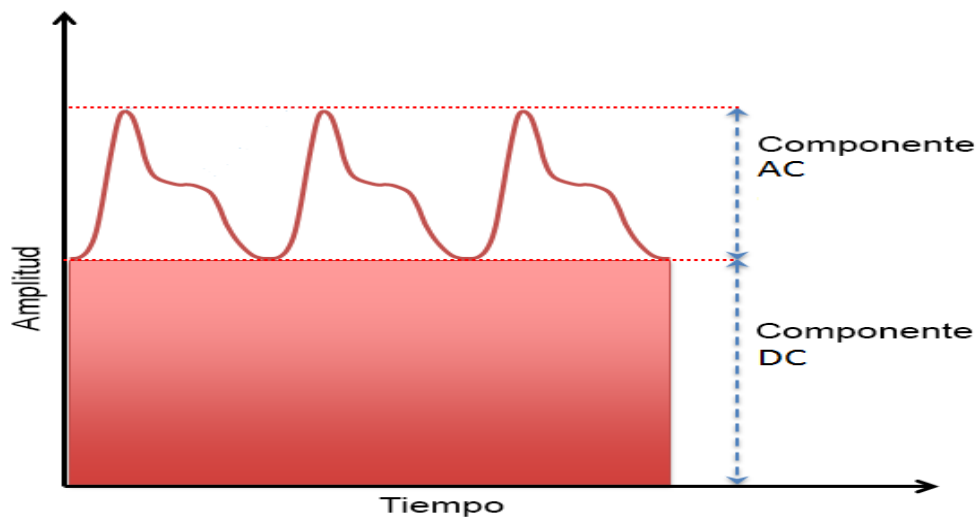


Figura 5 Forma de onda PPG (Personal Robotics, s.f.)

Medición de la saturación de oxígeno

En la sangre la hemoglobina se presenta en forma de hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina (HbO_2) y como hemoglobina reducida en oxígeno (Hb), la saturación de oxígeno se mide a partir de la relación entre la hemoglobina oxigenada con respecto de la hemoglobina total presente en la sangre.

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \quad \text{Ecuación 2}$$

La hemoglobina oxigenada absorbe diferente cantidad de luz que la hemoglobina reducida en oxígeno, la Hb absorbe más la luz roja visible, mientras que la HbO_2 absorbe más la luz infrarroja, como muestra la gráfica siguiente.

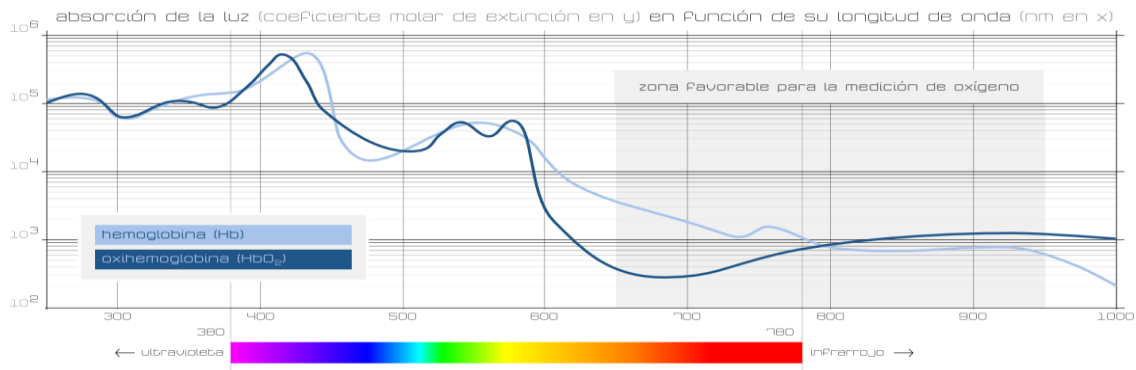


Figura 6 Gráfica de absorción de la luz por la hemoglobina y la oxihemoglobina (Ventura, 2018)

Estado del arte

Pulsioxímetro digital: Los pulsioxímetros comerciales están conformados por dos fuentes de luz, una fuente de luz visible (roja o verde) y otra de luz infrarroja con las cuales iluminan alguna parte del cuerpo generalmente se emplean en los dedos y miden la relación de las intensidades de cada una de las luces empleadas.



Figura 7 Pulsioxímetro de muñeca



Figura 8 Pulsioxímetro de dedo



Figura 9 Pulsioxímetro de pecho

Smart Wearable. En la última década se han desarrollado una variedad de dispositivos inalámbricos portátiles y las redes de sensores para varias aplicaciones personales, tales como atención médica, bienestar y estilo de vida, protección y seguridad. A continuación, se muestran algunos dispositivos comerciales:

Xiaomi Mi Band 3

- Peso: 20 [g] con correa.
- Dimensiones: 46.9 x 12 x 7.9 [mm].
- Conectividad: Bluetooth 4.2.
- Sensores: Acelerómetro de 3 ejes y sensor de frecuencia cardíaca PPG.



Figura 10 Mi Band 3 (Xiaomi, s.f.)

Garmin Vivosmart 3

- Peso: 20.4 [g].
- Dimensiones: 18.5 x 9.8 [mm].
- Conectividad: Bluetooth.
- Sensores: Acelerómetro, altímetro barométrico, sensor de luz ambiental, monitor de frecuencia cardiaca.



Figura 11 Vivosmart 3
(Garmin, s.f.)

Fitbit Charge 3

- Peso: 14 [g] sin correa.
- Dimensiones: 36.28 x 22.38 x 11.9 [mm].
- Conectividad: Bluetooth 4.0.
- Sensores: Acelerómetro, monitor óptico de ritmo cardiaco, altímetro, motor de vibración, sensor SpO2 relativo.



Figura 12 Charge 3
(Fitbit, s.f.)

Huawei Band 3 Pro

- Peso: 25 [g] con correa.
- Dimensiones: 45 x 19 x 11 [mm].
- Conectividad: Bluetooth 4.1.
- Sensores: Acelerómetro, tacómetro cardiológico PPG, sensor infrarrojo.



Figura 13 Band 3 Pro
(Huawei, s.f.)

Samsung Galaxy Gear Fit 2 Pro

- Peso: 30 [g].
- Dimensiones: 51.3 x 25 [mm].
- Conectividad: Bluetooth 4.2, Wi-Fi 2.4 GHz.
- Sensores: Acelerómetro, barómetro, giroscopio y sensor de frecuencia cardíaca.



Figura 14 Gear Fit 2
(Samsung, s.f.)

Diseño Conceptual

Requerimientos.

Para la definición de los requerimientos del sistema se realizó un análisis de las características de los productos comerciales mencionados previamente.

Monitoreo continuo. Se propone que el sistema sea de monitoreo continuo, teniendo la capacidad mostrar datos en tiempo real de las variables fisiológicas.

No invasivo. Con la finalidad de que el uso del dispositivo no genere incomodidad al usuario, se propone que el sistema que esté formado por componentes no invasivos.

Facilidad de operación. El sistema deberá de tener controles que permita su uso de manera sencilla.

Confiable. El sistema deberá de obtener datos reales y confiables de las variables que se están adquiriendo, con la finalidad de proporcionar un informe acertado de la condición del usuario.

Adaptable. Que el dispositivo pueda ser utilizado por cualquier persona sin importar sus medidas antropomórficas.

Portátil. Con la finalidad de que el sistema pueda ser utilizado por una persona de manera continua, se busca que el dispositivo sea lo más reducido en peso como en dimensiones.

Robusto. El sistema debe de poder monitorear al paciente por un tiempo considerable y funcionar en ambientes expuestos a humedad y en contacto con la sudoración humana.

Con los requerimientos establecidos se realizó la jerarquización de estos como se muestra en la Tabla 2, utilizando una escala del 1 al 10, donde 1 representa una característica de menor importancia y el número 10 representa una característica de mayor importancia.

Requerimiento	Importancia
Monitoreo continuo	9
No invasivo	8
Facilidad de operación	9
Confiable	10
Adaptable	7
Portátil	8
Robusto	7

Tabla 2 Jerarquía de los requerimientos

Especificaciones

Establecidos los requerimientos del sistema se procedió a establecer las especificaciones. En la Tabla 3, se muestra la relación entre las métricas y los requerimientos establecidos.

Requerimiento	Métrica								
	Medidas antropométricas	Porcentaje de error	Número de componentes invasivos	Tiempo de operación	Peso	Número de controles	Área de contacto con el cuerpo	Temperatura	Humedad
Monitoreo continuo				*					
No invasivo	*		*						
Facilidad de operación						*			
Confiable		*		*					
Adaptable	*						*		
Portátil					*		*		
Robusto		*						*	*

Tabla 3 Relación requerimiento-métrica

Para establecer un nivel de importancia en cada métrica se consideró el número de requerimientos con los que se relaciona y la ponderación correspondiente a cada uno de los requerimientos, como se muestra en la Tabla 4.

Métrica	Importancia	Unidad	Valor
Medidas antropométricas	8	cm	-
Porcentaje de error	9	%	≥ 5
Número de componentes invasivos	4	#	0
Tiempo de operación	10	hora	< 3
Peso	5	g	≥ 100
Número de controles	5	#	≥ 5
Área de contacto con el cuerpo	8	cm ²	≥ 15
Temperatura ambiente	4	°C	(-5, 40)
Humedad ambiente	4	%	70

Tabla 4 Métricas de las especificaciones.

Las métricas de mayor importancia son el tiempo de operación y el porcentaje de error. Con un mayor tiempo de operación permite que el uso del dispositivo no se condicione a la duración de las actividades que realice el usuario. Mientras que el porcentaje de error indica la precisión con la que el dispositivo realiza las mediciones con relación a valores esperados.

Las medidas antropomórficas proporcionan información de las dimensiones de las partes del cuerpo, las cuales varían de persona a persona. El área de contacto está en función de las dimensiones y geometrías del dispositivo, las cuales están limitadas por las medidas antropomórficas.

El peso y las dimensiones están directamente relacionados con la portabilidad del dispositivo. Un aumento de dimensiones o peso representa un esfuerzo físico adicional, algún grado de limitación en la movilidad de usuario y/o incomodidad.

La facilidad de uso depende del número de controles, con un número excesivo de controles el usuario podría accionar un control no deseado por confusión, ocasionando un mal funcionamiento del dispositivo hasta un daño mayor al dispositivo y al usuario.

Funcionamiento

El sistema obtendrá las señales de las variables fisiológicas, las señales serán adquiridas y procesadas por el sistema. El usuario accederá a los valores obtenidos por el sistema a través de comandos de voz y el sistema le regresará la información solicitada. El diagrama de caja negra (Figura 15) muestra las entradas y salidas generalizadas con las que el sistema trabajará.

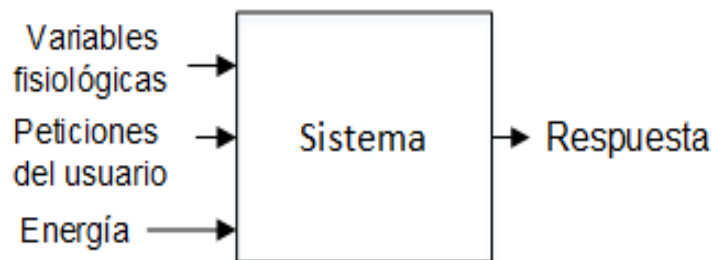


Figura 15 Diagrama de caja negra

Subsistemas

En el diagrama de caja negra se muestra función principal del sistema, obtener los valores de las variables fisiológicas y recibir las peticiones del usuario para devolver la información solicitada. Para realizar esta función el sistema se divide en diferentes subsistemas que realizan tareas específicas (Figura 16), los cuales interactúan entre sí para realizar la función principal, independientemente de los componentes físicos que puedan utilizarse.

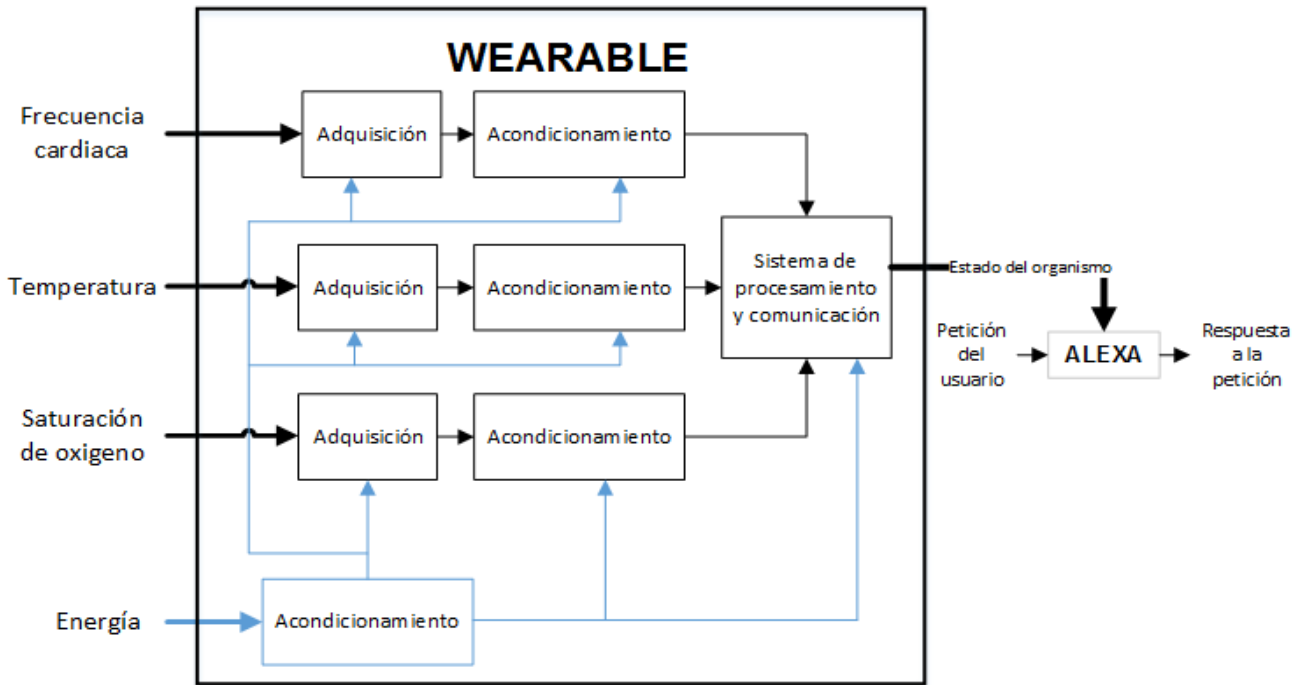


Figura 16 Diagrama de sistemas del wearable

Subsistema de adquisición de frecuencia cardíaca

Se encargará de adquirir la señal del pulso cardíaco para determinar la frecuencia cardíaca del usuario, la frecuencia cardíaca es un indicador importante de la salud del usuario.

Subsistema de adquisición de saturación de oxígeno

Se encargará de adquirir la señal de la sangre oxigenada, para determinar la saturación de oxígeno.

Subsistema de adquisición de temperatura

Se encargará de adquirir la temperatura corporal del usuario, utilizando la temperatura de la piel con la que el dispositivo tendrá contacto.

Subsistemas de acondicionamiento de señales.

Estos subsistemas se encargarán de convertir las señales adquiridas en señales que pueda leer el subsistema de procesamiento. El acondicionamiento de cada señal puede ser de analógico o digital.

Subsistema de procesamiento y comunicación

Este subsistema recibirá las señales acondicionadas y realizará las operaciones necesarias para poder determinar los valores de cada una de las variables fisiológicas. Además de enviar la información para poder acceder a esta información mediante el uso de "Alexa".

Subsistema de almacenamiento y acondicionamiento de energía.

Debido a que se requiere que el sistema sea portátil es necesario que el sistema cuente con un elemento de almacenamiento de energía para su operación sin la necesidad de conectarlo a una fuente de energía externa durante su uso. Cada uno de los subsistemas puede requerir un voltaje específico para su funcionamiento.

Selección de componentes

Para que cada subsistema realice su función es necesario buscar y seleccionar componentes adecuados, considerando la interacción entre cada uno de los componentes para cumplir la función general del sistema. A continuación, se presenta un listado de los componentes que fueron considerados.

Sensor de oximetría.

MAX30100 es un dispositivo que posee dos LEDs: un led rojo (660nm) y un led infrarrojo (920nm), un fotodetector, cuenta con un filtro de luz ambiental y un conversor ADC. Se pueden configurar dos modos de funcionamiento modo latido y modo SpO₂.

- Voltaje de Operación: 5 [V].
- Regulador de voltaje de 3.3 [V] y 1.8 [V] en placa.
- Filtro de luz entre 50 y 60 [Hz].
- Protocolo de comunicación: I2C.
- ADC delta sigma de hasta 16 bits.
- Dimensiones: 14 [mm] x 17 [mm].



Figura 17 MAX30100 (Naylamp Mechatronics, s.f.)

El modo latido consiste en utilizar solamente el LED infrarrojo, mientras que en el modo SpO₂ cada LED es manipulado mediante software para iluminarse durante determinado tiempo.

Sensor de pulso

Pulse sensor es un sensor de ritmo cardiaco óptico, su funcionamiento está basado en un LED emisor y un sensor receptor de intensidad luminosa, el cual incorpora una etapa de amplificación y un filtro para el ruido.

- Voltaje de Operación: 3.0-5.5[V].
- Consumo corriente: 20 [mA] máx.
- Sensor: APDS-9008.
- Opamp: MCP6001.
- LED verde.



Figura 18 Pulse Sensor (Sparkfun, s.f.)

Para tener un monitoreo continuo simultaneo de la saturación de oxígeno y de la frecuencia cardíaca se decidió ocupar un sensor para cada una de las variables, el *MAX30100* para la adquisición de la saturación de oxígeno y el *pulse sensor* para la adquisición de la frecuencia cardíaca.

Sensor de temperatura

MLX90614 es un sensor de temperatura infrarrojo el cual está compuesto por un chip de silicio con una fina membrana micromecanizada sensible a la radiación infrarroja emitida por un objeto a distancia. Posee una etapa de amplificación y digitalización de la señal procedente de la membrana. La salida del sensor es lineal y se compensa de acuerdo con las variaciones de la temperatura ambiente.

- Voltaje de Operación: 5 [V].
- Rango de temperatura ambiente de trabajo: -40 a +170°C.
- Rango de temperatura de objeto: -70 a +380°C.
- Precisión: $\pm 0.5^\circ\text{C}$.
- ADC incorporado de 17 bit.
- Protocolo de comunicación SMBUS.



Figura 19 MLX90614
(Naylamp Mechatronics,
s.f.)

Microcontrolador

El procesamiento y la comunicación se realizará en un microcontrolador. Existen diversos microcontroladores que brindan funciones de comunicación.

Particle Photon. Es una tarjeta de desarrollo la cual utiliza un microcontrolador ARM Cortex M3 de 120 MHz con un chip Wi-Fi Broadcom BCM43362 en un módulo miniatura llamado PØ (P-Cero).



Figura 20 Particle Photon (Particle, s.f.)

Arduino MKR1000. Esta tarjeta se basa en el Atmel ATSAMW25, el cual incorpora un microcontrolador ARM Cortex-M0 de 48 MHz y un chip Wi-Fi WINC1500.



Figura 21 Arduino MKR1000 (Arduino, s.f.)

	Particle Photon	Arduino MKR1000
Arquitectura	32 bits	32 bits
Memoria RAM	128 kb	32 kb
Memoria flash	1 Mb	256 kb
Dimensiones	36.58 x 20.32 mm	61.5 x 25 mm
GPIO	18	20
Entradas analógicas	8 (ADC 12bit)	7 (ADC 8/10/12 bit)
Salidas analógicas	2 (DAC 12bit)	1 (DAC 10bit)
Velocidad de reloj	120 MHz	48 MHz
Voltaje de alimentación	3.6 V - 5.5V	3.6 V - 5V
Voltaje de operación	3.3 V	3.3 V
Lenguaje de programación	C/C++	C/C++

Tabla 5 Comparación de microcontroladores

Se decidió emplear el *Particle Photon* por su tamaño de memoria, dimensiones físicas, capacidad de procesamiento, además este microcontrolador ofrece la posibilidad de actualización del *firmware* a través de Wi-Fi y servicio de nube propio para publicación de información.

Sistema de acondicionamiento de energía

La alimentación del dispositivo se obtendrá de un batería de polímero de litio (LiPo), debido a que estas baterías poseen una alta densidad de energía con un menor volumen y peso en comparación con otros tipos de baterías.

Se eligió una batería LiPo de una celda, debido a que el voltaje mínimo de alimentación requerido por el microcontrolador y los diferentes sensores es de 3.3 [V], estas baterías operan voltajes en un rango de entre 3 [V] a 4.2 [V] con un voltaje nominal de 3.7 [V].

Descargar una batería de este tipo por debajo de 3V le causaría una pérdida de rendimiento y un posible daño. Cargarla a más de 4.2 [V] puede ser peligroso en incluso ocasionar fuego, por lo que es necesario incorporar elementos de protección durante su uso y recarga.

Módulo TP4056 con protección T6845-C

Es un módulo cargador con protección para baterías de litio (LiPo/LiOn) de una celda con un voltaje nominal de 3.7 [V] y un voltaje de carga completa de 4.2 [V].

- Voltaje de entrada: 4.5 a 5.5 [V]
- Corriente de salida: 1 [A]
- Corte de descarga: 2.9 [V]
- Voltaje de carga completa: 4.2 [V]
- Corriente de carga ajustable hasta 1 [A]
- Chip de carga: TP4056
- Chip de protección: DW01G
- Mosfet de carga/descarga: ML8205A
- Salida independiente para la carga y la batería
- Dimensiones: 18 x 28 mm



Figura 22 TP4056 (Naylamp Mechatronics, s.f.)

Diseño de configuración

Antes de realizar el diseño de detalle del dispositivo se procedió a generar alternativas de configuraciones, para las cuales se consideró la posible ubicación de cada uno de los componentes en el dispositivo.

La ubicación de los sensores está limitada a la parte inferior del dispositivo debido a que los sensores seleccionados son sensores ópticos. La ubicación del *Photon* se limita a la parte superior, debido a que en la placa en la cual está incorporado cuenta con dos botones para su configuración y un led como indicador.

Se consideraron dos posibles ubicaciones para la batería, la primera opción (Figura 23) es colocarla dentro de la carcasa, mientras que la segunda opción (Figura 24) la batería se encontraría fuera de la carcasa.

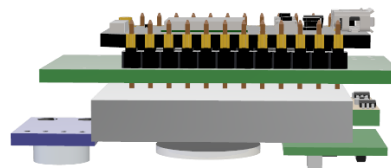
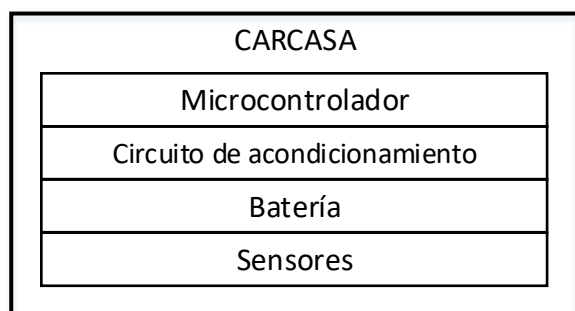


Figura 23 Configuración A

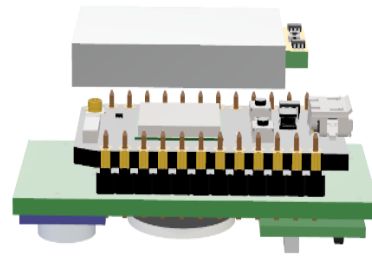
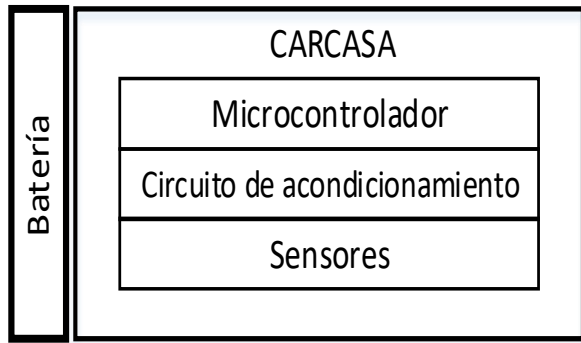


Figura 24 Configuración B

La configuración A tiene una altura mayor que la configuración B, debido a que la batería se encuentra incorporada en la carcasa, mientras que la configuración B requiere un mayor número de piezas para alojar la batería en cuerpo secundario y de elementos para la conexión de la batería, los cuales deben permitir que la conexión se realice de forma sencilla e impedir que la batería se desconecte de forma involuntaria. Después de analizar las opciones de configuración se eligió la configuración A

Diseño de detalle

Obtención de la frecuencia cardiaca

Debido a que el sensor empleado esta originalmente diseñado para tomar la señal en partes traslucidas de cuerpo, se realizaron pruebas colocando el sensor en las puntas de los dedos obteniendo una señal la señal que se muestra en la Figura 25. La señal obtenida tiene un voltaje pico mayor a 2.0 V.

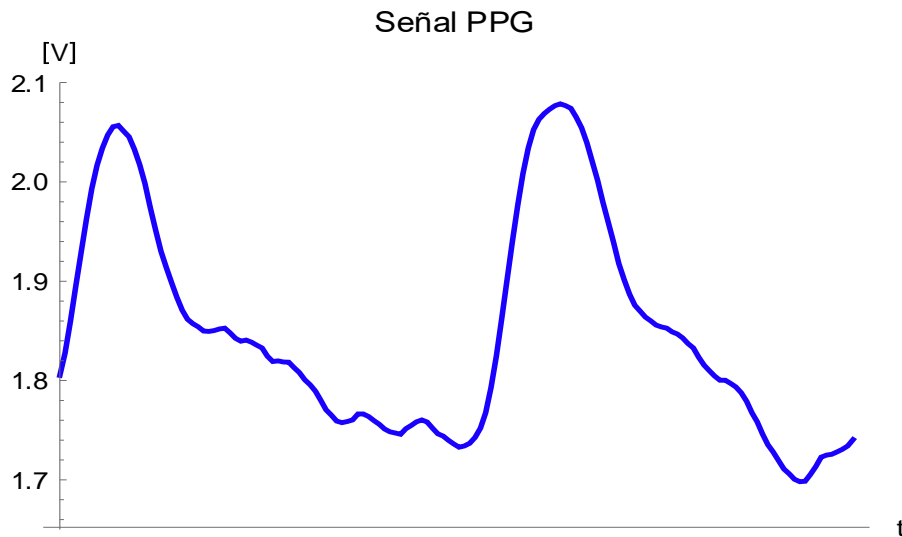


Figura 25 Señal PPG adquirida en dedo

Posteriormente se colocó el sensor en la muñeca obteniendo la señal que se muestra en la Figura 26.

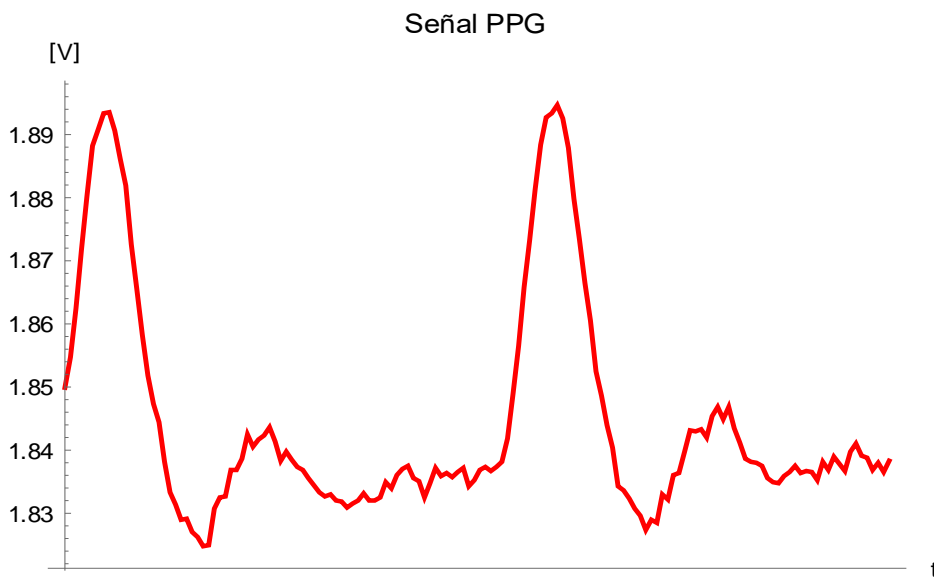


Figura 26 Señal PPG adquirida en la muñeca

Diseño de circuito para el acondicionamiento de la señal PPG

La señal obtenida en la muñeca presenta una forma similar a la señal obtenida en el dedo, teniendo un voltaje pico mayor de 1.89 [V], con una diferencia de voltaje entre su valor pico y voltaje mínimo de la señal menor a 70 [mV].

A partir de la señal obtenida se decidió emplear un amplificador operacional en modo restador con ganancia unitaria. El voltaje de salida se define como:

$$V_{out} = (V_1 - V_2) \frac{R_2}{R_1} \quad \text{Ecuación 3}$$

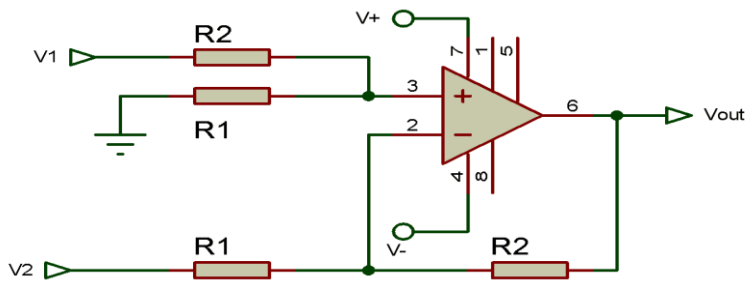


Figura 27 Esquema OpAmp en modo restador

Donde V1 es la señal de voltaje proveniente del sensor de pulso y el V2 es una señal de voltaje constante generada con el DAC incorporado en el Photon.

La señal obtenida posteriormente se amplificar con un OpAmp con una configuración de amplificador no inversor. La señal que se obtiene del amplificador no inversor está dada por:

$$V = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) V_{in} \quad \text{Ecuación 4}$$

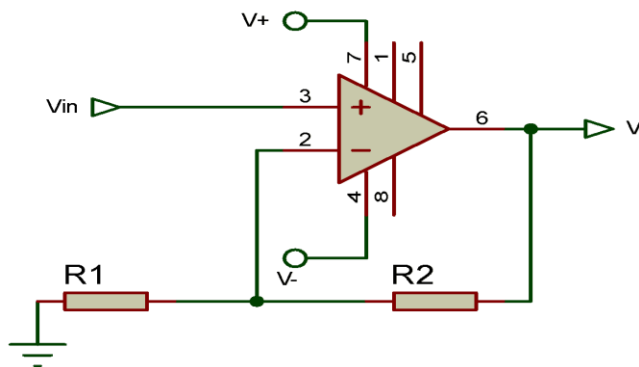


Figura 28 Esquema OpAmp en modo amplificador no inversor

La etapa de restado tiene como final disminuir la componente de voltaje constante de la señal con la finalidad de emplear una ganancia mayor sin que el voltaje pico obtenido de la

salida de amplificador no inversor supere 3.3 [V], este valor de voltaje se debe a que el rango de lectura del ADC del microcontrolador es de 0 [V] a 3.3 [V].

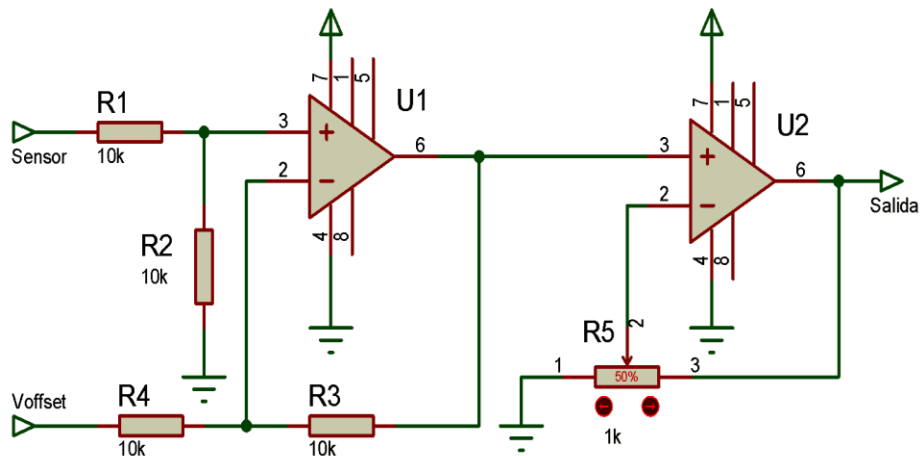


Figura 29 Esquemático del circuito de acondicionamiento

Cálculo de la frecuencia cardiaca

La frecuencia cardiaca está relacionada con el período de la señal pulsátil, un período completo de la señal pulsátil corresponde a una pulsación del corazón. Para determinar la duración de una pulsación se mide el tiempo en el cual la señal de pulso cruza por valor determinado o valor de cruce, es decir, que la señal pase de estar por debajo a estar por encima del valor de cruce. En la Figura 30 la línea horizontal representa el valor de cruce, mientras que el área sombreada representa una pulsación cardiaca.

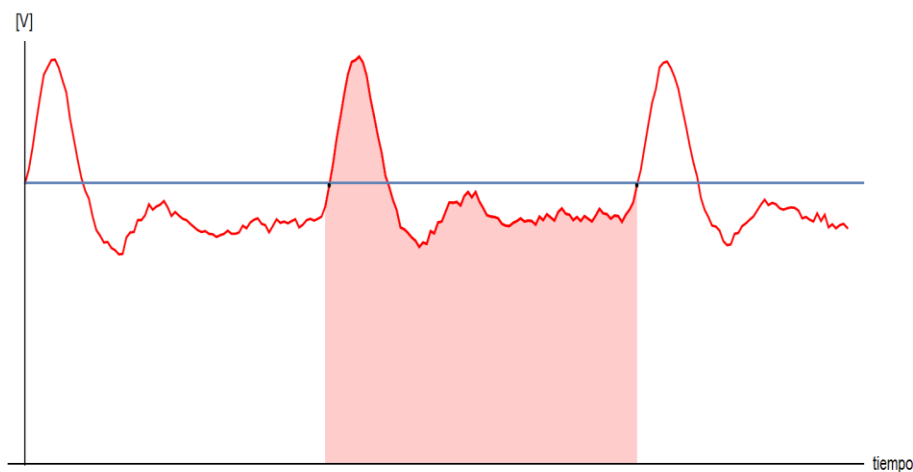


Figura 30 Medición de la duración de un ciclo cardiaco

Obtención de la saturación de oxígeno

El MAX30100 dispone de un LED rojo y otro infrarrojo, los cuales se iluminan alternativamente durante un tiempo determinado, a luz reflejada se detecta con un fotodiodo. La señal obtenida se convierte en valores digitales con un ADC y se almacena en un buffer dos bytes la lectura de la luz infrarroja (IR) y en otros dos bytes diferentes la lectura de la luz roja (R).

A continuación, se presenta el pseudocódigo para hacer la lectura del MAX3010:

INICIO

Establecer comunicación con el dispositivo en modo escritura

Enviar dirección del apuntador FIFO;

Establecer comunicación con el dispositivo en modo lectura

Leer FIFO

Salvar IR [15:8]

Leer FIFO

Salvar IR [7:0]

Leer FIFO

Salvar R [15:8]

Leer FIFO

Salvar R [7:0]

Terminar comunicación

FIN

Calculo

Después de obtener los valores de la intensidad de luz reflejada, estos valores se sustituyen en la Ecuación 5.

$$SpO_2 \propto R = \frac{\lambda_1 \log I_{\lambda_1}}{\lambda_2 \log I_{\lambda_2}} \quad \text{Ecuación 5}$$

Obtención de la temperatura corporal.

El MLX90614 es una termopila, una de las caras se coloca sobre una superficie negra la cual absorbe la radiación infrarroja formando una zona caliente, la temperatura se estima a partir del voltaje generado por la diferencia de temperatura entre las caras de la termopila. Para que la lectura de la temperatura sea correcta se necesitan compensar la medida considerando la temperatura ambiente. El valor de la temperatura obtenido por el MLX90614 se expresa como un entero de 16 bits que representa incrementos de 0.2 K empezando en el cero absoluto, para convertir el valor obtenido en grados Celsius se emplea la Ecuación 6

$$T = 0.2 * registro - 273.15 \quad \text{Ecuación 6}$$

Cálculo de la batería.

Para seleccionar la batería se consideró la capacidad necesaria de la batería, la cual indica cuánta corriente puede almacenar y suministrar. Para calcular la capacidad necesaria se midió el consumo de corriente, considerando un voltaje de alimentación de 3.7 [V], obteniendo una corriente total de 115 [mA]. Considerando el valor de corriente obtenido y un tiempo mínimo de operación de cuatro horas, se requiere una batería con una capacidad superior a 460 [mAh]. La batería que se empleó como referencia para el diseño del dispositivo fue una batería con capacidad de 500 [mAh], con unas dimensiones de 30 [mm] de ancho, 35 [mm] de largo y 5 [mm] de espesor.

Diseño de PCB

Para el diseño se eligieron amplificadores operacionales y resistencias de montaje superficial. Debido a que la amplitud de la señal PPG cambia por aspectos como el tono de piel se decidió emplear un *trimpot* para que la ganancia de amplificador sea variable, se colocaron puntos para la conexión de la batería, puntos para suministrar la alimentación y tierra a los sensores y un punto para recibir la señal del sensor de pulso. Adicionalmente se consideró los pines del microcontrolador (Figura 31), en este caso la señal de voltaje para restador se obtendrá de pin DAC, la alimentación se suministra a través del pin VIN, la señal acondicionada resulta se adquiere en el pin A0. En la Figura 32 se muestra el diseño del circuito para PCB.

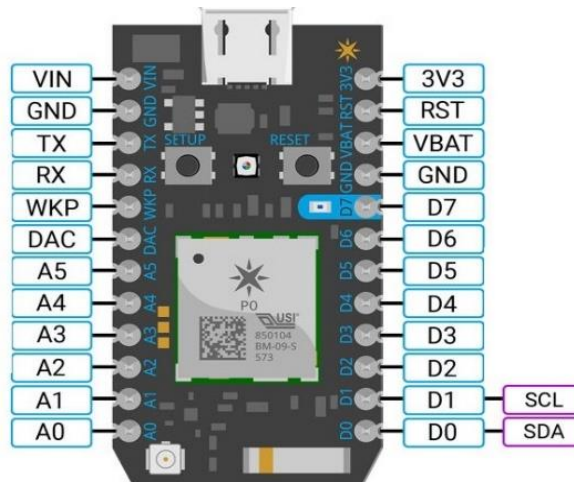


Figura 31 Diagrama de pines Photon

}

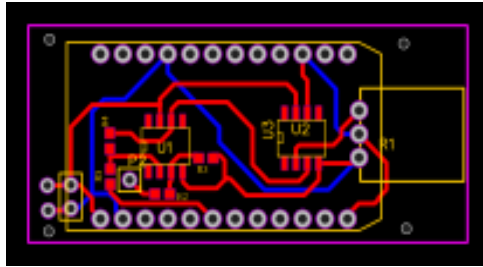


Figura 32 Diseño de PCB

Diseño de la carcasa

Para decidir las dimensiones de la carcasa se consultó el libro *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana* (Avila Chaurand, Prado León, & González Muñoz, 2007) , tomando como referencias las dimensiones de la población de México. Para determinar el ancho máximo de la pulsera se tomó como valor de referencia el sesenta por ciento de la anchura palma de la mano (Figura 33), debido a que no se encontró el ancho de la muñeca, la anchura palma de la mano promedio de personas mayores de 60 años es 77 [mm], dando un ancho máximo permisible de la pulsera de 46.2 [mm].

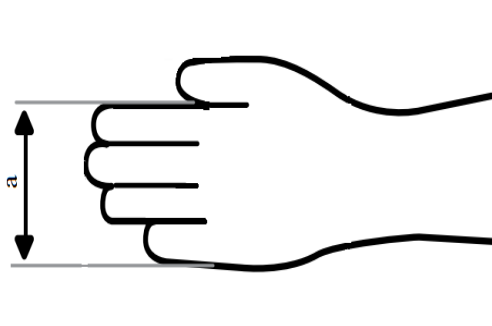


Figura 33 Anchura palma de la mano

Las dimensiones externas de la carcasa se muestran en la Figura 34.

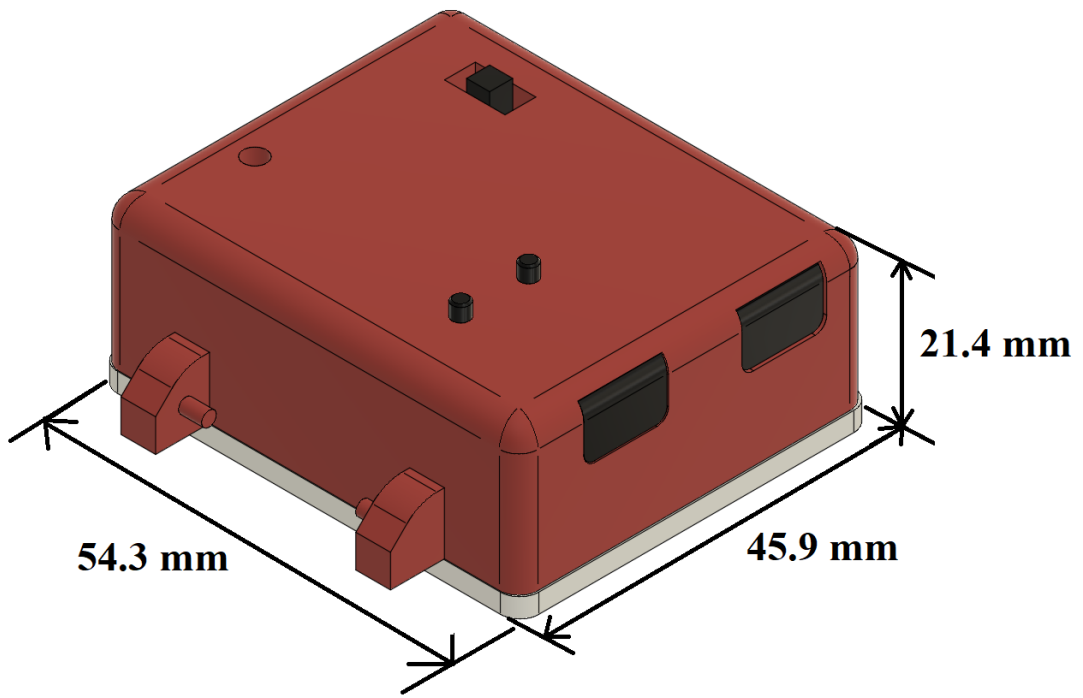


Figura 34 Dimensiones externas carcasa

Comunicación con Alexa

Alexa es un servicio de reconocimiento de voz y lenguaje natural inteligente desarrollado por Amazon, que incluye funciones predeterminadas para buscar información, control de dispositivos, gestión de temporizadores y alarmas, etcétera. Este servicio se puede agregar a dispositivos que cuenten con conexión a internet, un micrófono y un altavoz.

Su funcionamiento se basa en que el dispositivo graba lo que el usuario dice después que pronuncia la palabra de activación “Alexa”. El audio capturado es convertido a texto, a este proceso se denomina *ASR* por sus siglas en inglés *Automatic Speech Recognition*, el texto obtenido se convierte en intentos para que Alexa actúe mediante procesos de *NLU* *Natural Language Understanding*. Posteriormente se realiza la conexión con el servicio o servicios correspondientes para generar la respuesta a la tarea solicitada por el usuario.

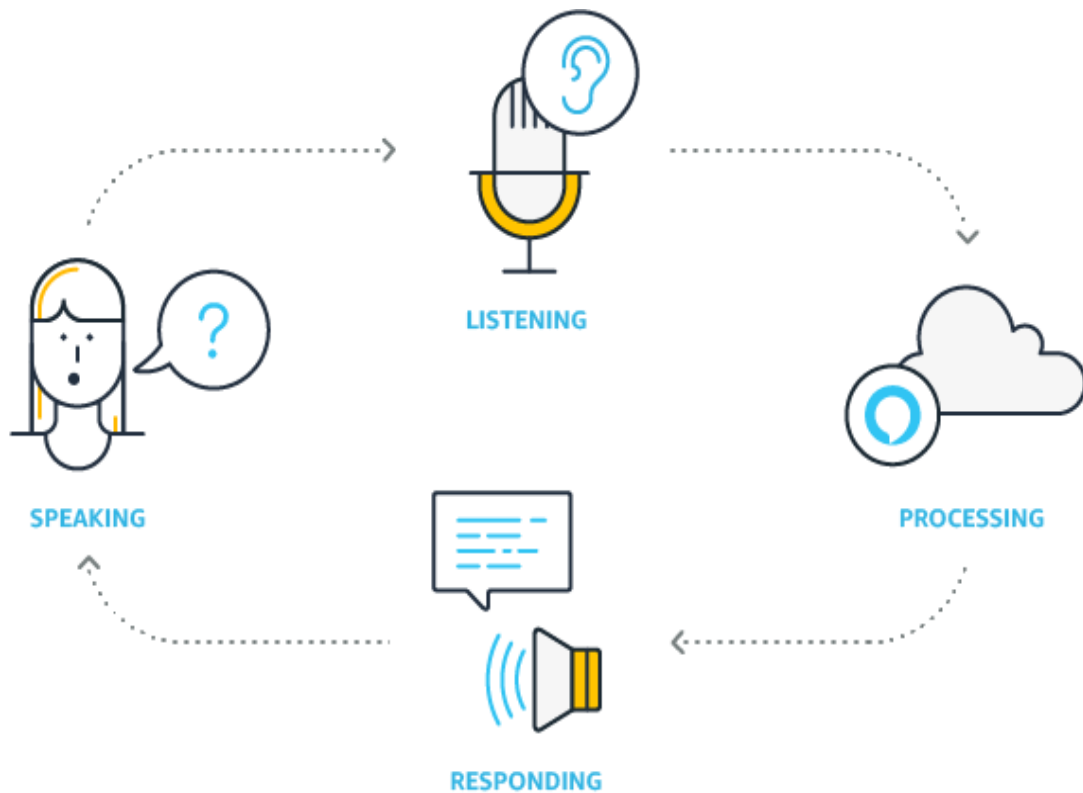


Figura 35 Esquema de funcionamiento básico de Alexa (Amazon, 2019)

Skill o habilidad de Alexa

Se le denomina como *Skill* o “habilidad” a las funcionalidades desarrolladas por terceros que pueden activarse en línea mediante el uso de Alexa. Una *Skill* de Alexa consta de una interfaz de usuario de voz o *front end* y de la lógica de la habilidad o *back end*.

Interfaz de usuario de voz

En la interfaz de usuario voz se crea el modelo de interacción, donde se definen los comandos de entrada con los que los usuarios interactúan con la habilidad. La interfaz de usuario se realizó con la herramienta de *Alexa Skills Kit* (ASK). El modelo de interacción tiene como elementos de entradas:

1. “Intent” o intento representa la intencionalidad de los comandos voz del usuario para realizar una determinada acción. Los intentos pueden tener opcionalmente incluir argumentos para que la acción se realice de forma específica. A los argumentos se le denominan con “Slots”.
2. “Utterances” o enunciados son el conjunto de posibles comandos de voz.
3. “Slots” personalizados son lista de los diferentes valores que pueden tomar cada uno de los argumentos para cada “Slot” que se emplee en el modelo de interacción.
4. Modelos de diálogos son estructuras que identifican los pasos para una conversación entre la *Skill* y el usuario para recopilar toda la información necesaria para cumplir con cada intento. Los modelos de diálogos son opcionales.

A continuación, se enlista algunos de los enunciados que la *Skill* desarrollada reconoce:

- Dime mi **frecuencia cardiaca**.
- Dame mi **temperatura**.
- Pide mi **saturación de oxígeno**.
- Entrégame mi **frecuencia**.
- Obtén mi **temperatura corporal**.

Todos los enunciados fueron agrupados en un único “*intent*” denominado como “ValoresPulsera”. Para capturar la variable fisiológica solicitada por el usuario se empleó un slot personalizado, las palabras resaltadas en letras negritas son los valores contenidos en el slot personalizado.

La programación completa del “*Interaction Model*” se muestra en los anexos.

Lógica de la Skill

La lógica de la habilidad inspecciona la información enviada por el servicio de Alexa, realiza las acciones necesarias y luego envía una respuesta a la petición de usuario. La lógica de la habilidad se puede alojar en cualquier servicio web que acepten solicitudes HTTPS. La implementación de la lógica de la habilidad se realizó en AWS Lambda, el cual es un servicio que le permite ejecutar código en la nube.

Como se mencionó la lógica de la habilidad recibe información del servicio de Alexa, algunos de los datos que recibe son un identificador de la "skill", el "intent" que el usuario desea realizar y los valores de los "slots" relacionados al "intent". A partir de valor del "slot" de la variable que el usuario solicitó se define la dirección en la cual se encuentra alojada. Para acceder al valor de la variable es necesario proporcionar a la lógica de la habilidad las credenciales para acceder a la información obtenida por el microcontrolador. El valor que recibe la lógica de la habilidad al realizar la consulta está decodificado en JSON (Notación de Objetos de JavaScript) el cual es un formato de intercambio de datos. Posteriormente se convierten los datos obtenidos en valores numéricos. Finalmente, el valor de la variable se agrega en el mensaje de respuesta.

El funcionamiento de la "habilidad" se resume:

1. Alexa procesa lo que el usuario dice, generando la información de entrada para la lógica de la habilidad.
2. En la lógica de la habilidad se procesa la información enviada por Alexa y se decide a la dirección en la que se encuentra el valor de la variable solicitada.
3. Se realiza la consulta al servicio de nube de Particle para obtener el valor de la variable solicitada.
4. Con el valor obtenido se genera el mensaje de respuesta, el cual se envía a Alexa.
5. Alexa reproduce el mensaje generado en la lógica de la habilidad.

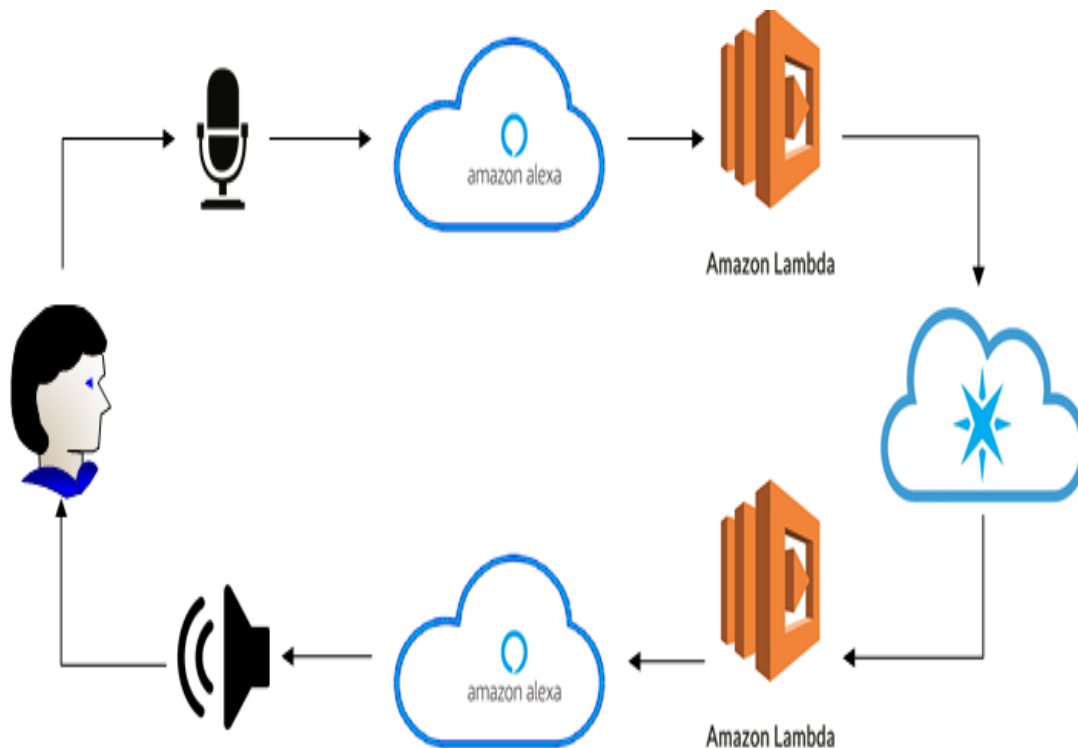


Figura 36 Esquema de comunicación entre AVS y Particle

Prueba de la Skill de Alexa.

A continuación, se muestran capturas de pantalla de algunas de las interacciones con la “habilidad” desarrollada. La primera prueba que se realizó fue iniciar la “habilidad”.

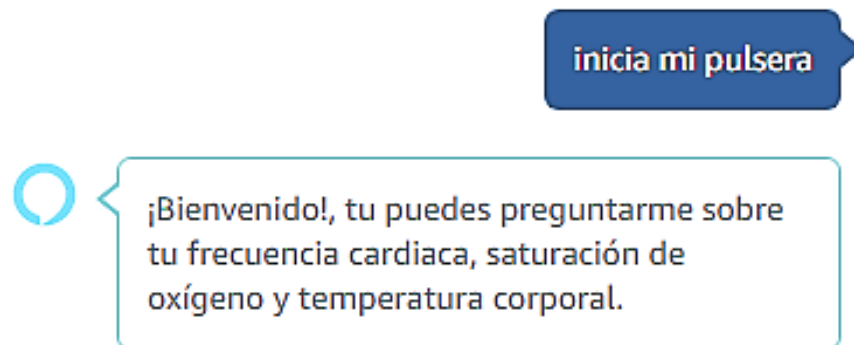


Figura 37 Mensaje de inicio de la skill

En la segunda prueba se consultaron los valores de las variables fisiológicas. Para realizar esta prueba se cargaron valores predefinidos al microcontrolador los valores cargados se muestran Figura 38.

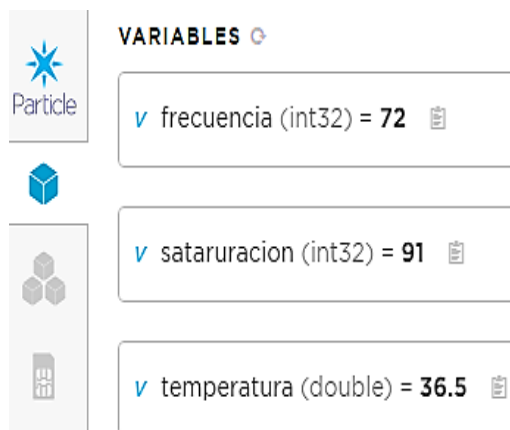


Figura 38 Consola de Particle

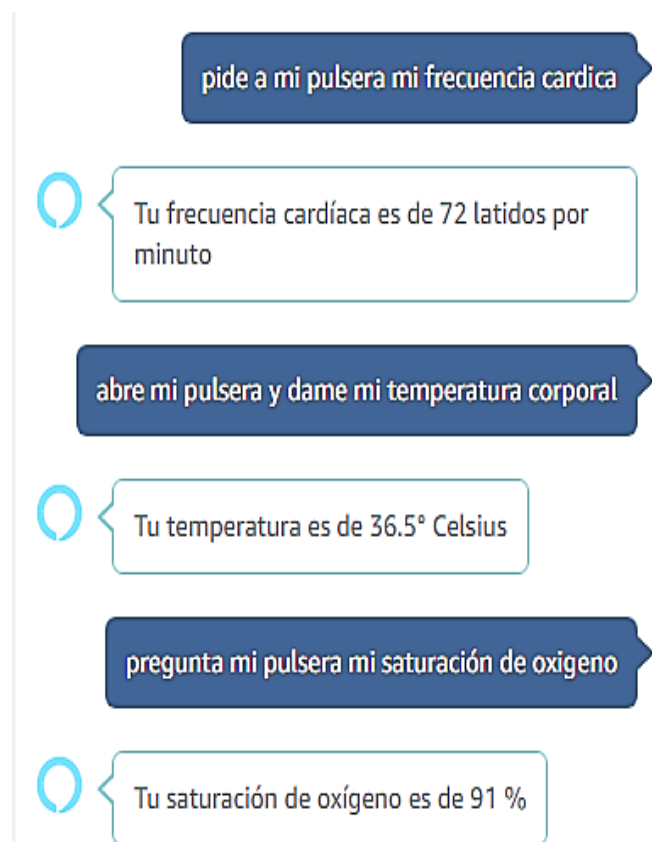


Figura 39 Interacciones con la skill de Alexa

Resultados del modelo de funcionalidad

Construcción del modelo funcional

Para probar el funcionamiento del diseño propuesto las piezas del modelo se manufacturaron mediante manufactura adictiva. En la Figura 40 se muestra la distribución de los componentes y en la Figura 41 el modelo funcional.

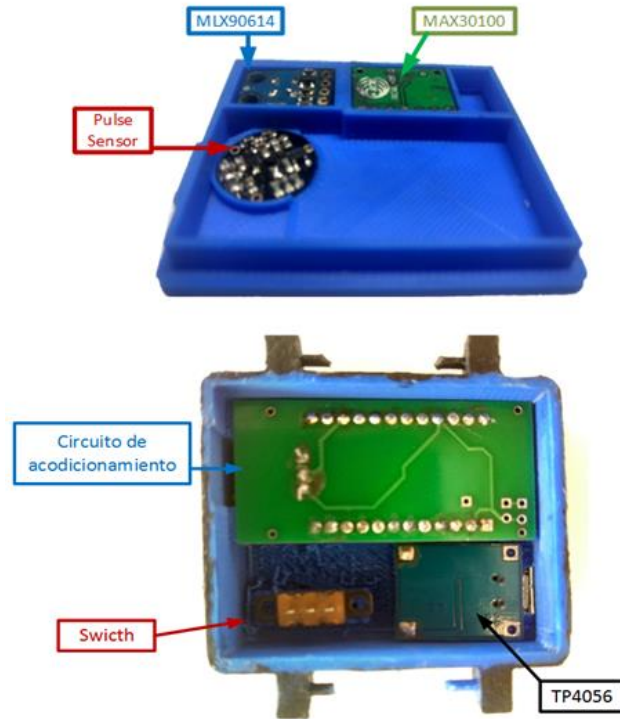


Figura 40 Disposición de los sensores en el dispositivo



Figura 41 Modelo funcional

Pruebas de funcionalidad

Para la validación de funcionalidad del sistema se tomaron muestras de 4 personas con el dispositivo elaborado y con instrumentos comerciales, para la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno se utilizó un oxímetro de pulso portátil Nellcor NPB-40 (Figura 42) y para la temperatura corporal un termómetro digital Omron MC-343F (Figura 43).



Figura 42 Oxímetro de pulso NPB-40



Figura 43 Termómetro MC-343F

Para realizar las pruebas se colocó la pulsera en la muñeca izquierda, la sonda del oxímetro en el dedo índice izquierdo y el termómetro en la axila. La prueba se realizó con el usuario en estado de reposo. Los valores obtenidos se muestran en la Tabla 6.

Usuario	Pulsera			Dispositivos comerciales		
	Frecuencia cardiaca lpm	SpO ₂ %	Temperatura corporal °C	Frecuencia cardiaca lpm	SpO ₂ %	Temperatura corporal °C
1	97	95.38	35.3	93	97	35.9
2	88	94.86	35.5	84	95	36.1
3	106	95.42	35.9	102	96	36.4
4	97	94.76	35.7	98	94	36.3

Tabla 6 Valores obtenidos

A continuación, se muestra la comparación de los valores obtenidos por el modelo funcional con respecto a los obtenidos con los dispositivos comerciales para cada una de las variables fisiológicas y se calcula el error tomado como referencia el valor de los de los dispositivos comerciales.

$$\%error = 100 \left| \frac{valor_{modelo} - valor_{comercial}}{valor_{comercial}} \right| \quad \text{Ecuación 7}$$

Usuario	Frecuencia cardiaca pulsera	Frecuencia cardiaca oxímetro	% error
1	97	93	4.30
2	88	84	4.76
3	106	102	3.92
4	97	98	1.02
error promedio			3.50

Tabla 7 Comparación valores de frecuencia cardiaca

Usuario	Temperatura corporal pulsera	Temperatura corporal oxímetro	% error
1	35.30	35.90	1.67
2	35.50	36.10	1.66
3	35.90	36.40	1.37
4	35.70	36.30	1.65
error promedio			1.59

Usuario	Saturación de oxígeno pulsera	Saturación de oxígeno oxímetro	% error
1	95.38	97	1.67
2	94.86	95	0.15
3	95.42	96	0.60
4	94.76	94	0.81
error promedio			0.81

Tabla 8 Comparación valores de saturación de oxígeno

Usuario	Temperatura corporal pulsera	Temperatura corporal oxímetro	% error
1	35.30	35.90	1.67
2	35.50	36.10	1.66
3	35.90	36.40	1.37
4	35.70	36.30	1.65
error promedio			1.59

Tabla 9 Comparación valores de temperatura corporal

Conclusiones

Con base en las pruebas realizadas con del modelo funcional se concluye que el modelo es capaz de medir las variables fisiológicas, debido a que el error obtenido durante las pruebas no supera el 4 % para ninguna de las variables, cabe señalar que el error mayor se presenta en la frecuencia cardiaca, esto se debe a que la señal obtenida depende de aspectos como el tono de piel del usuario, el grosor de los tejidos, etc.; además de que la ubicación del dispositivo cambia para cada uno de los usuario. Debido a que solo se realizaron pruebas en una muestra reducida el modelo requiere de ser probado en más sujetos de pruebas con el fin de comprobar su comportamiento en una población mayor.

Las dimensiones físicas del modelo presentado se pueden reducir, actualmente el microcontrolador, el circuito para la carga de la batería, los diferentes sensores y el circuito de acondicionamiento de la señal fotoplethysmografía están en una PCB diferente, para lo cual se puede elabora una PCB en la cual estén incorporados todos los sensores, y una segunda PCB en la cual se encuentre el circuito para la carga de la batería, el circuito de acondicionamiento y el microcontrolador, al realizar estas modificaciones se reduce el espacio requeridos los componentes.

La comunicación con Alexa se realizó de forma exitosa, la habilidad es capaz de interactuar con los valores obtenidos por el dispositivo elaborado, los comando. Además, se puede agregar diferentes funciones para mejora la habilidad de Alexa, por ejemplo, realizar en caso de una emergencia enviar notificaciones a familiares y servicios de emergencia.

Referencias

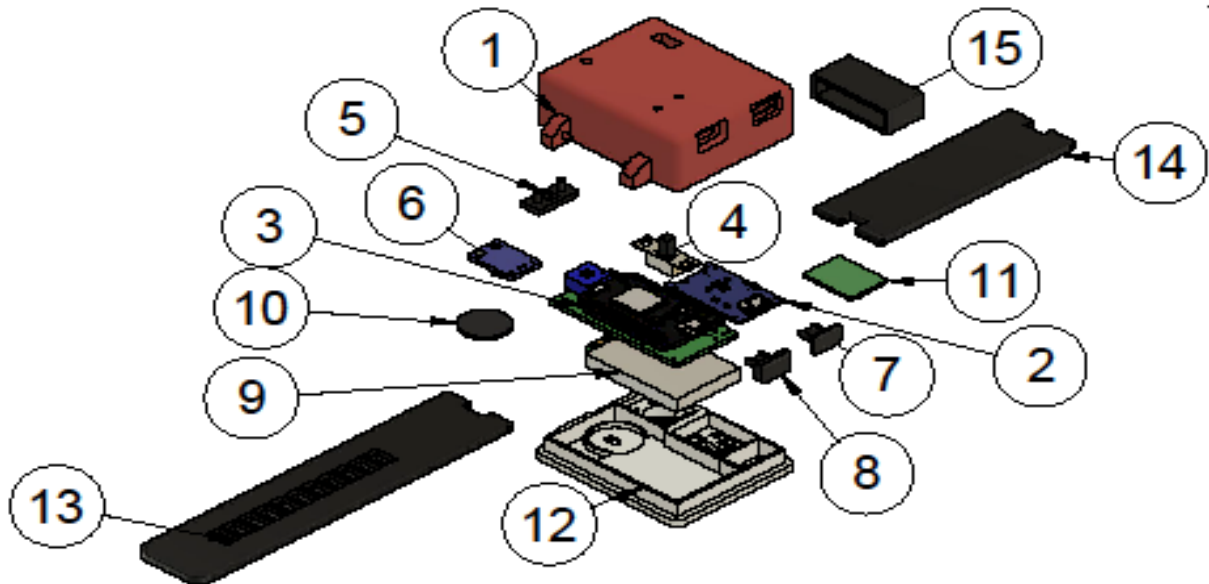
- Aldama Figueroa, A., Álvarez Duarte, H. R., & Reyes, B. (Marzo de 2008). Evaluación cualitativa de la morfología de la señal fotopletimográfica en el diagnóstico de la insuficiencia arterial. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 27(1). Obtenido de http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-03002008000100010&lng=es.
- Amazon. (28 de Marzo de 2019). *Alexa Voice Service*. Obtenido de Alexa Voice Service: <https://developer.amazon.com/es/alexa-voice-service/what-is-avs?tag=dt-es-20>
- Angulo Duato, A. C. (2015). *Diseño e implementación de un pulsómetro digital basado en fotopletimografía*. Universidad Politécnica de Valencia. Departamento de Ingeniería Electrónica.
- Arduino. (s.f.). *Arduino*. (Arduino MKR 1000) Recuperado el 8 de Enero de 2019, de Arduino: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mkr1000>
- Avila Chaurand, R., Prado León, L., & González Muñoz, E. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana : México, Cuba, Colombia, Chile*.
- Berry, W., Barreiro, G., Dziekan, G., Enright, A., & Evans, P. (2010). *Manual de Oximetría de Pulso*. Ginebra: Organización Mundial de la Salud.
- Evangelio García, J. (2016). *Anatomofisiología y patología básicas*. Madrid: Síntesis.
- Excelsior. (7 de marzo de 2018). *México, corto de enfermeras*. Obtenido de <https://www.excelsior.com.mx/de-la-red/2018/03/01/1223559>
- Feng, Z., & Smith, M. (1 de Junio de 2014). *Measuring heart rate and blood oxygen levels for portable medical and wearable devices*. (Embedded Computing Design) Recuperado el 3 de Enero de 2019, de <https://www.embedded-computing.com/embedded-computing-design/measuring-heart-rate-and-blood-oxygen-levels-for-portable-medical-and-wearable-devices#>
- Fitbit. (s.f.). *Fitbit Charge 3*. (Fitbit) Recuperado el 3 de Enero de 2019, de <https://www.fitbit.com/mx/charge3>
- Garmin. (s.f.). *Vivosmart3*. (Garmin) Recuperado el 3 de Enero de 2019, de <https://buy.garmin.com/es-MX/MX/p/567813>
- Huawei. (s.f.). *Huawei Band 3 Pro*. (Huawei) Recuperado el 3 de Enero de 2019, de <https://consumer.huawei.com/mx/wearables/band3-pro/>
- INEGI. (7 de marzo de 2018). *Estadísticas sobre Adultos Mayores en México*. Obtenido de Estadísticas sobre Adultos Mayores en México: <https://www.gob.mx/inapam/galerias/estadisticas-sobre-adultos-mayores-en-mexico>

- Lay-Ekuakille, A., & Mukhopadhyay, S. C. (2010). *Wearable and autonomous biomedical devices and systems for smart environment : issues and characterization*. Berlin: Springer.
- Naylamp Mechatronics. (s.f.). *Cargador TP4056*. (Naylamp Mechatronics) Recuperado el 9 de Enero de 2019, de https://naylampmechatronics.com/baterias/641-cargador-usb-de-bateria-litio-18650-1a-con-proteccion.html?search_query=TP4056&results=2
- Naylamp Mechatronics. (s.f.). *Pulsioxímetro MAX30100*. (Naylamp Mechatronics) Recuperado el 5 de Enero de 2019, de <https://naylampmechatronics.com/biomedico/328-pulsioximetro-max30100.html>
- Naylamp Mechatronics. (s.f.). *Sensor de temperatura MLX90614*. (Naylamp Mechatronics) Recuperado el 10 de Enero de 2019, de <https://naylampmechatronics.com/sensores-temperatura-y-humedad/330-sensor-de-temperatura-mlx90614.html>
- Particle. (s.f.). *Particle Photon*. (Particle) Recuperado el 8 de Enero de 2019, de Particle: <https://docs.particle.io/photon/>
- Personal Robotics. (s.f.). *Easy Pulse*. Recuperado el 2 de Enero de 2019, de Easy Pulse: http://wiki.robotpersonal.es/index.php?title=Easy_Pulse
- Samsung. (s.f.). *Gear Fit2 Pro*. (Samsung) Recuperado el 3 de Enero de 2019, de <https://www.samsung.com/mx/wearables/gear-fit2-pro/SM-R365NZRAMXO/>
- Sparkfun. (s.f.). *Pulse Sensor*. (Sparkfun) Recuperado el 5 de Enero de 2019, de Sparkfun: <https://www.sparkfun.com/products/11574>
- Tortora, G. J. (2015). *Principios de anatomía y fisiología*. México: Médica Panamericana.
- Ventura, V. (2018). *Gráfica de absorción de la luz por la hemoglobina*. Recuperado el 3 de Enero de 2019, de <https://polaridad.es/monitorizacion-sensor-pulso-oximetro-frecuencia-cardiaca/grafica-de-absorcion-de-la-luz-por-la-hemoglobina-hb-y-la-oxihemoglobina-hbo2-polaridad-es/>
- Xiaomi. (s.f.). *Mi Band 3*. (Xiaomi) Recuperado el 3 de Enero de 2019, de <https://www.mi.com/mx/mi-band-3/>

PLANOS

LISTA DE PARTES

#	Nombre	Cantidad	Referencia
1	Carcas Superior	1	PUL-CAD-105
2	TP4056	1	---
3	Ensamble PCB-Photon	1	PUL-ENS-102
4	Swith	1	
5	Botones Photon	1	PUL-CAD-110
6	MLX90614	1	---
7	Tapón TP4056	1	PUL-CAD-112
8	Tapón Photon	1	PUL-CAD-111
9	LIPO	1	---
10	Pulse Sensor	1	---
11	MAX30100	1	---
12	Carcasa inferior	1	PUL-CAD-106
13	Extensible A	1	PUL-CAD-107
14	Extensible B	1	PUL-CAD-108
15	Sujetador	1	PUL-CAD-109



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
Ensamble general

Fecha



Dibujó: GDM

Revisó: SCC

Aprovó: SCC

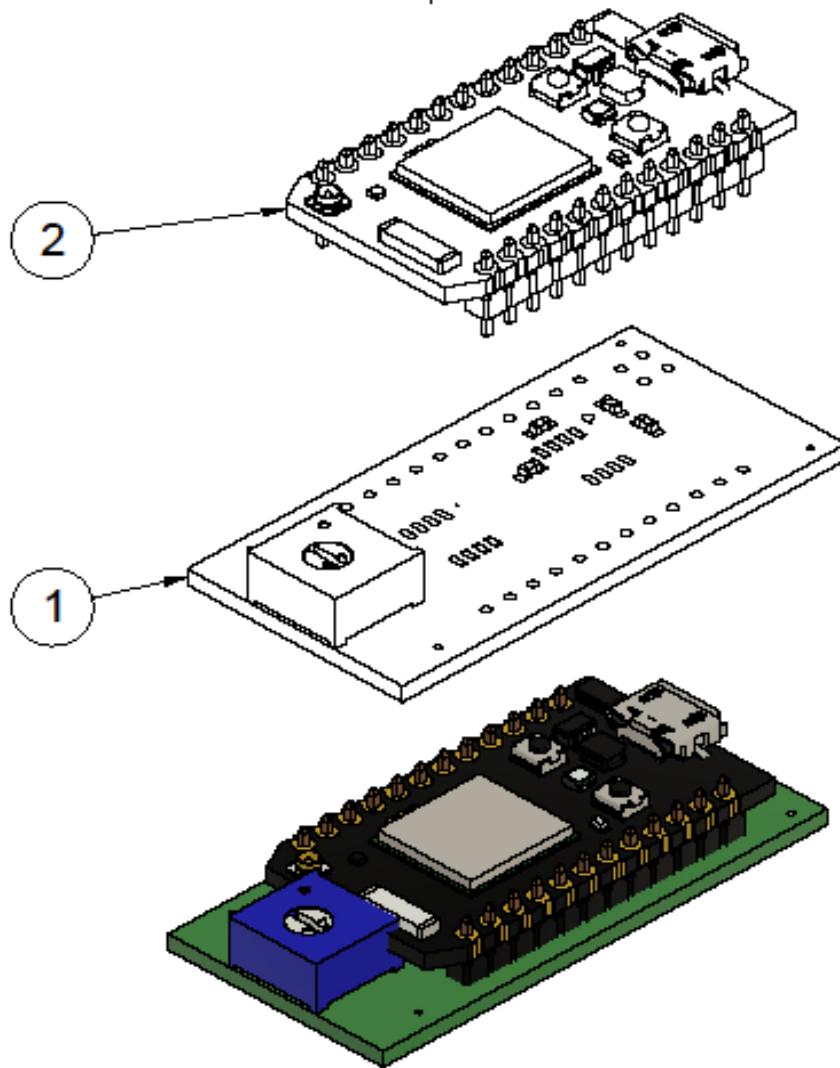
Material: Varios

Dib. No.: PUL-ENS-101

Escala: ---

Acotación: ---

Cantidad: ---



LISTA DE PARTES

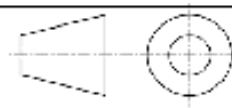
#	Nombre	Cantidad	Referencia
1	Circuito de ancodicinamieto	1	PUL-ENS103
2	Photon	1	Photon



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
Ensamble PCB-Photon

Fecha
Septiembre
2019



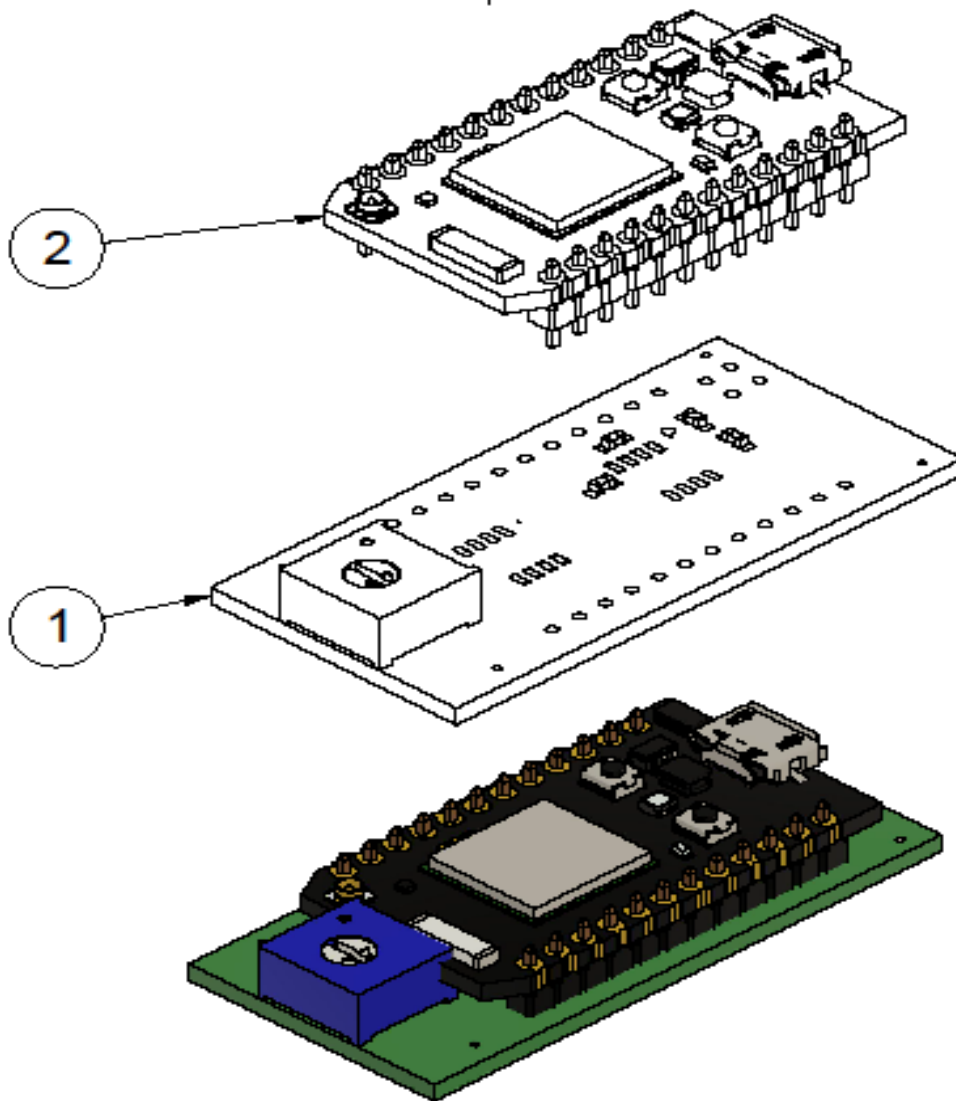
Dibujó: GDM **Escala:** 2:1

Revisó: SCC **Acotación:**

Aprovó: SCC **Cantidad:**

Material: Varios

Dib. No.: PUL-ENS102



LISTA DE PARTES

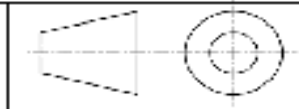
#	Nombre	Cantidad	Referencia
1	Circuito de ancodicinamiato	1	PUL-ENS103
2	Photon	1	Photon



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
Ensamble PCB-Photon

Fecha
Septiembre
2019



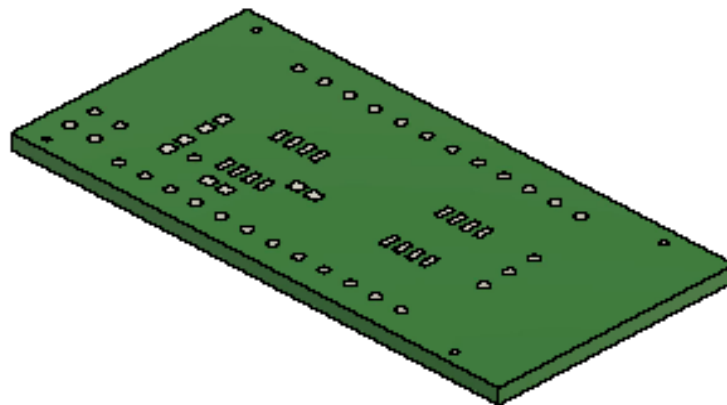
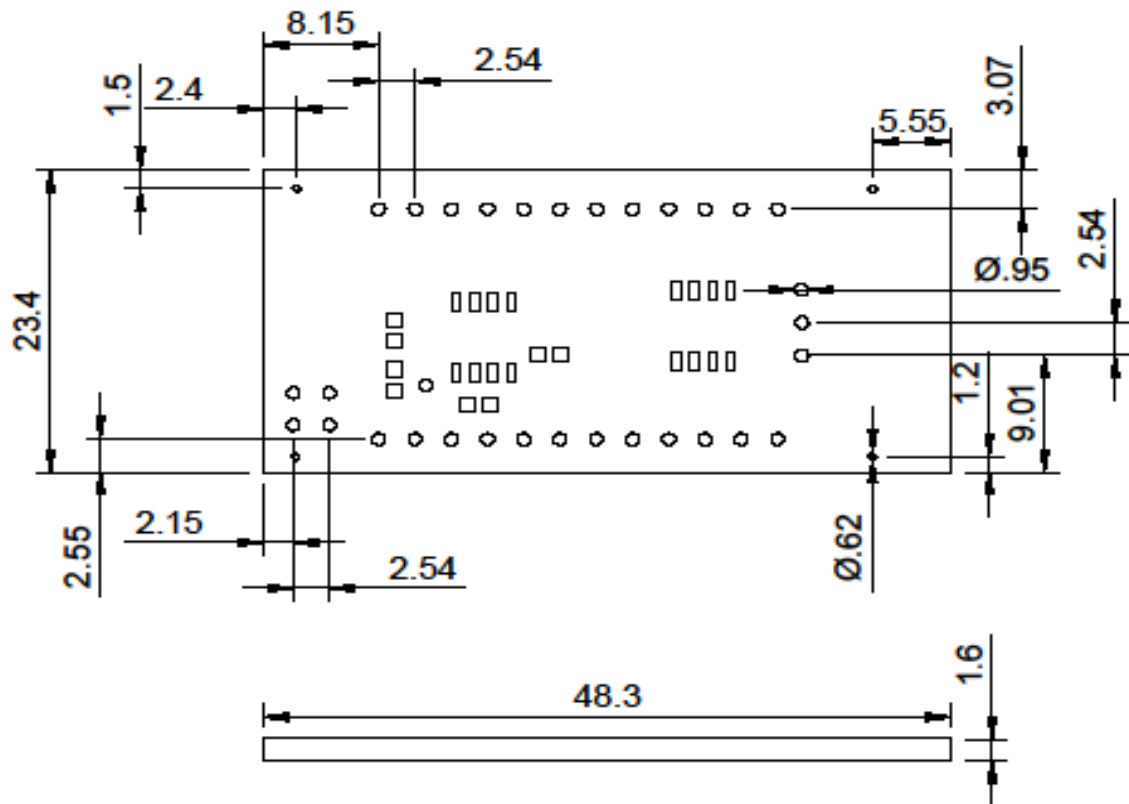
Dibujó: GDM Escala: 2:1

Revisó: SCC Acotación:

Aprovó: SCC Cantidad:

Material: Varios

Dib. No.:PUL-ENS102



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
PCB Principal

Tolerancia
±0.2mm

Fecha
Septiembre
2019



Dibujó: GDM

Escala: 2:1

Revisó: SCC

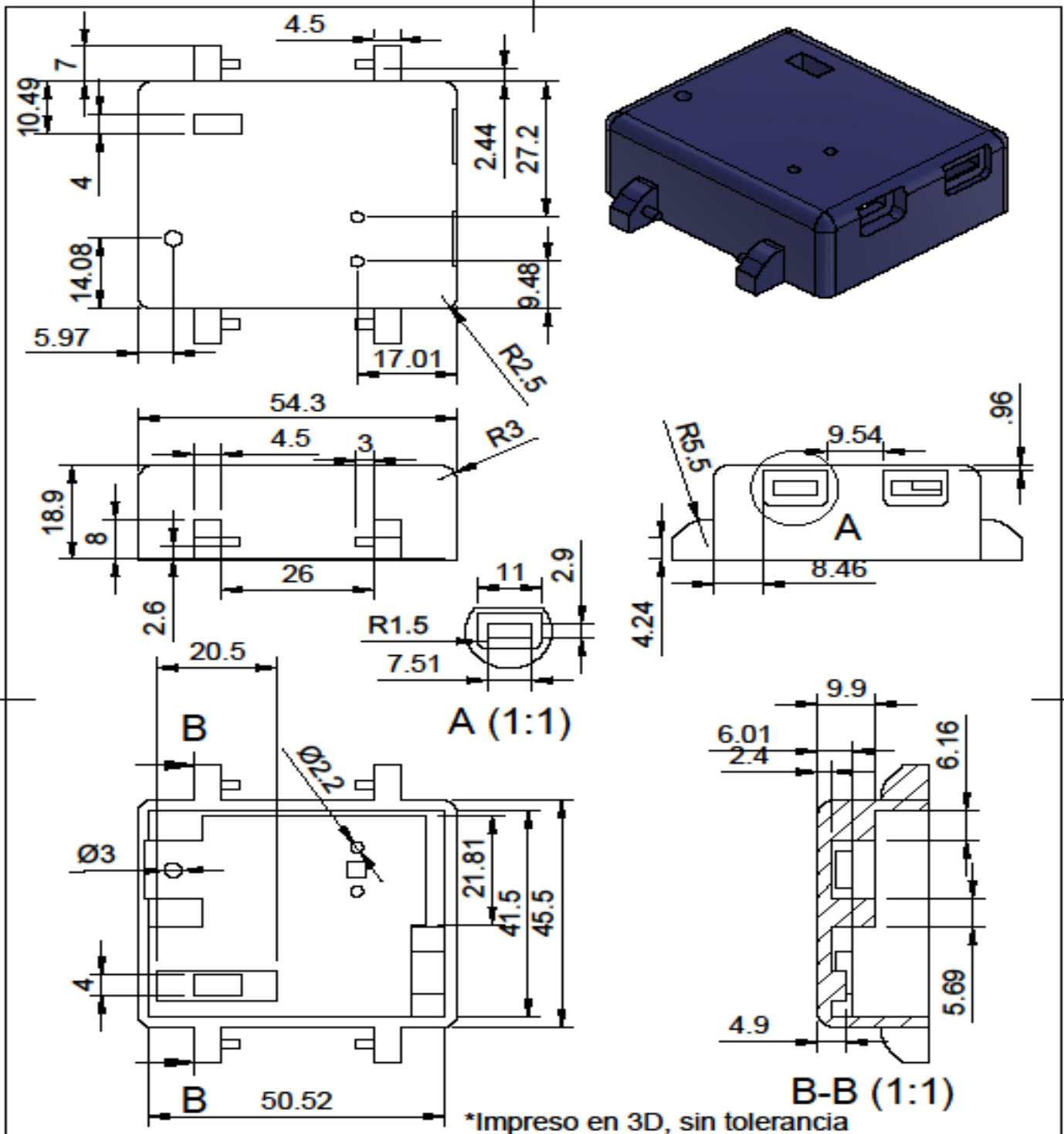
Acotación: mm

Aprovó: SCC

Cantidad: 1

Material: FR-4

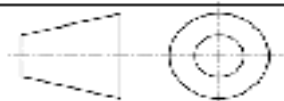
Dib. No.: PUL-CAD-104



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

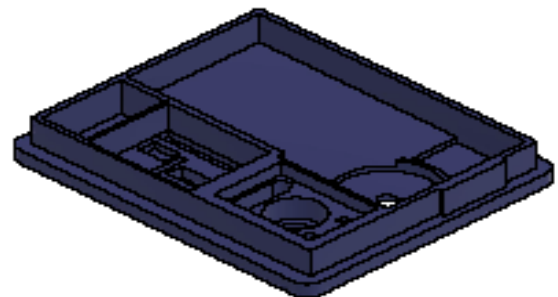
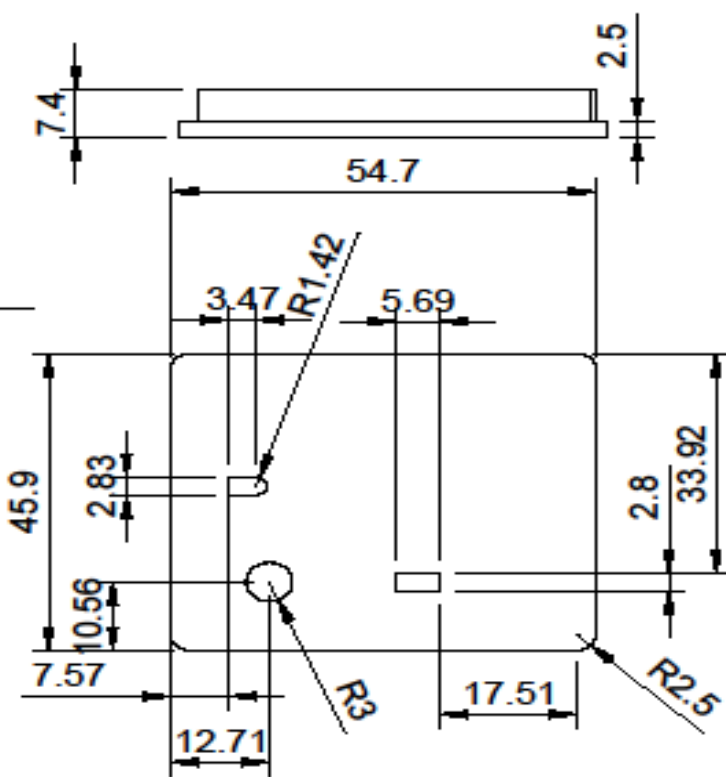
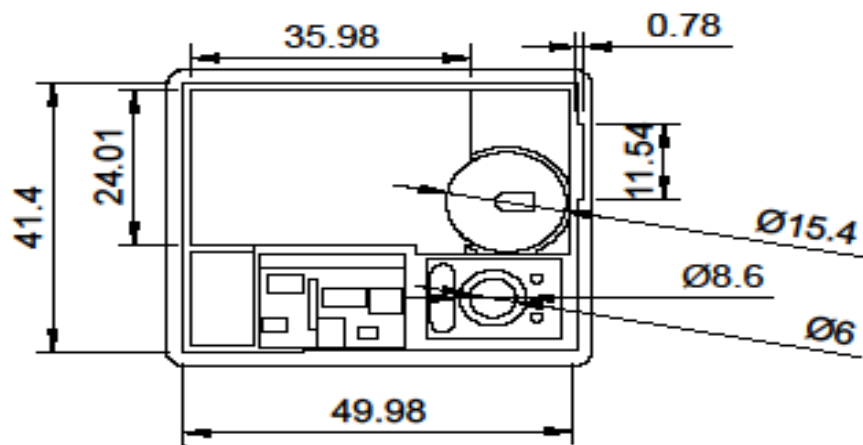
Título:
Carcasa Superior

Fecha
Septiembre
2019



Dibujó: GDM Escala: 1:1
Revisó: SCC Acotación: mm
Aprovó: SCC Cantidad: 1

Material: PLA
Dib. No.: PUL-CAD-105



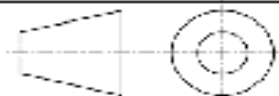
*Impreso en 3D, sin tolerancia



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
carcasa inferior

Fecha
Septiembre
2019



Dibujó: GDM

Revisó: SCC

Aprovó: SCC

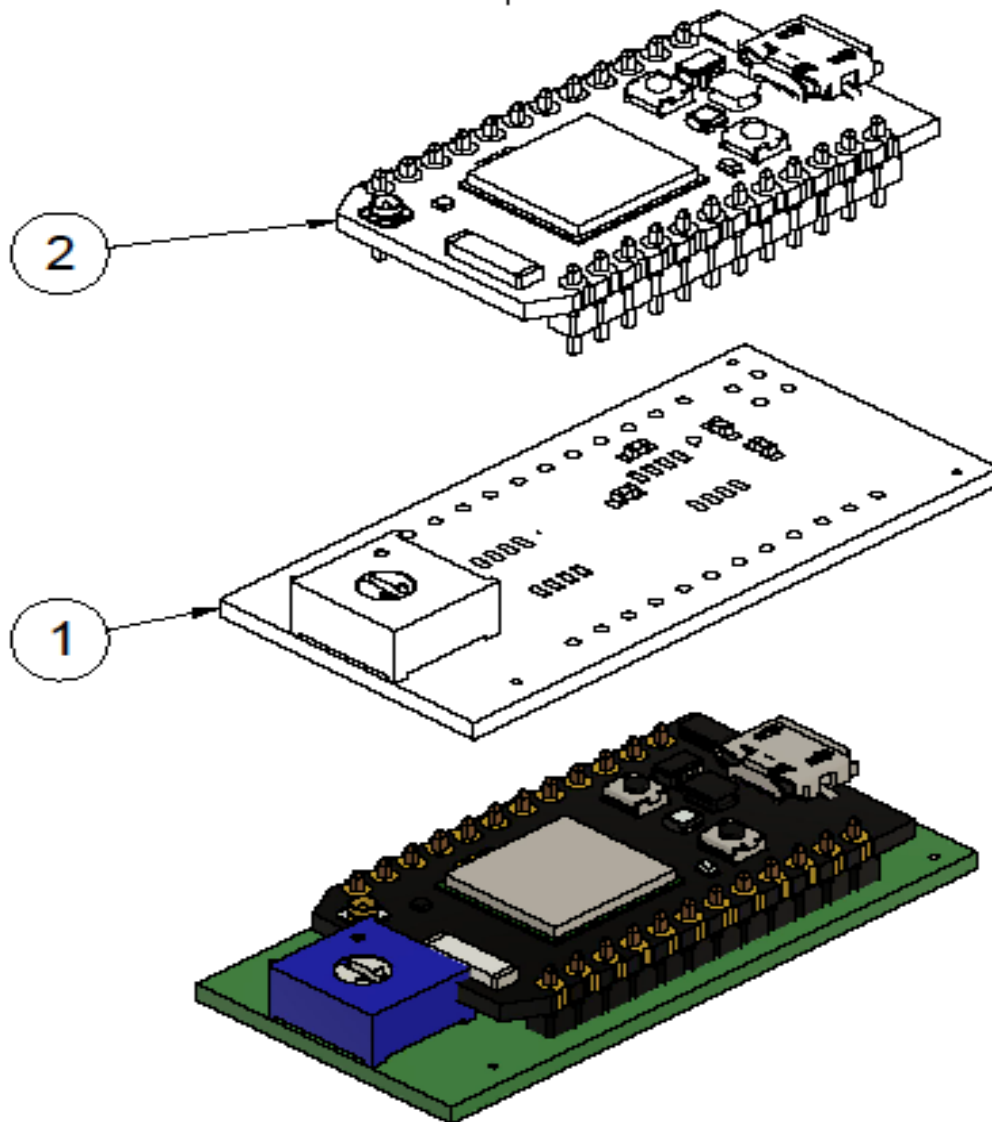
Material: PLA

Dib. No.: PUL-CAD-106

Escala: 1:1

Acotación: mm

Cantidad: 1



LISTA DE PARTES

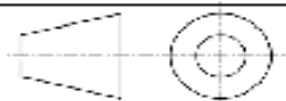
#	Nombre	Cantidad	Referencia
1	Circuito de ancodicinamieta	1	PUL-ENS103
2	Photon	1	Photon



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
Ensamble PCB-Photon

Fecha
Septiembre
2019



Dibujó: GDM

Revisó: SCC

Aprovó: SCC

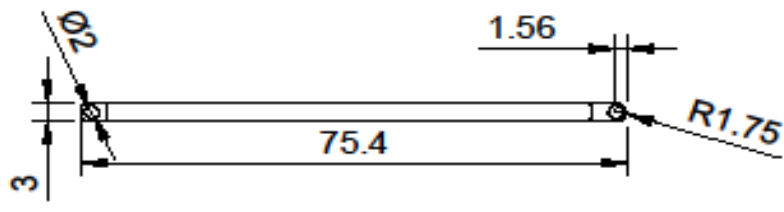
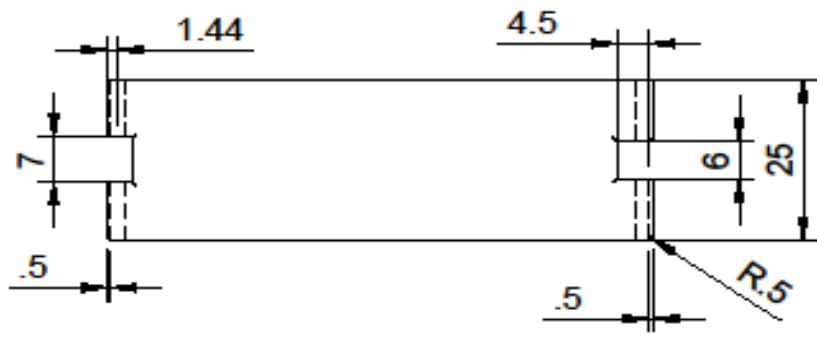
Material: Varios

Dib. No.: PUL-ENS102

Escala: 2:1

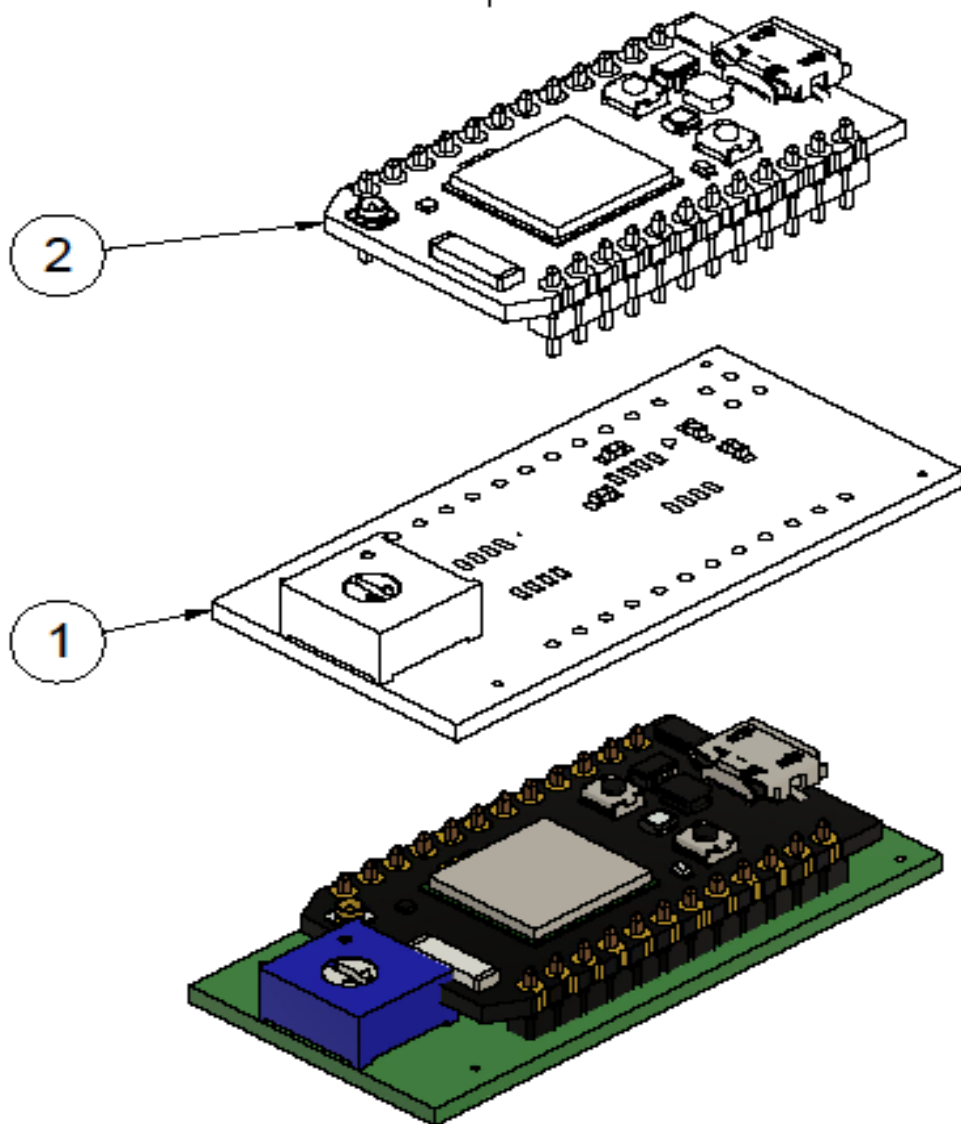
Acotación:

Cantidad:



*Impreso en 3D, sin tolerancia

	Facultad de Ingeniería Departamento de Ingeniería Mecatrónica		Dibujó: GDM	Escala: 1:1
	Título: Extensible B		Revisó: SCC	Acotación: mm
			Aprovó: SCC	Cantidad: 1
	Fecha Septiembre 2019		Material: TPU	
		Dib. No.: PUL-CAD-108		



LISTA DE PARTES

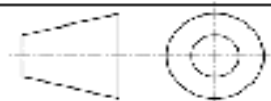
#	Nombre	Cantidad	Referencia
1	Circuito de ancodicinamieta	1	PUL-ENS103
2	Photon	1	Photon



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
Ensamble PCB-Photon

Fecha
Septiembre
2019



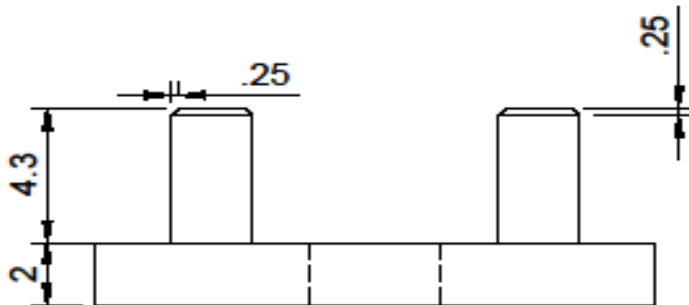
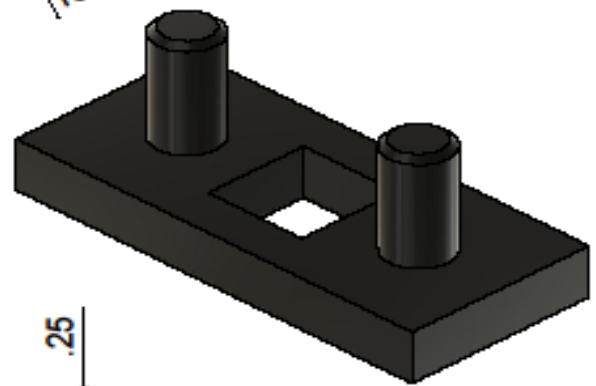
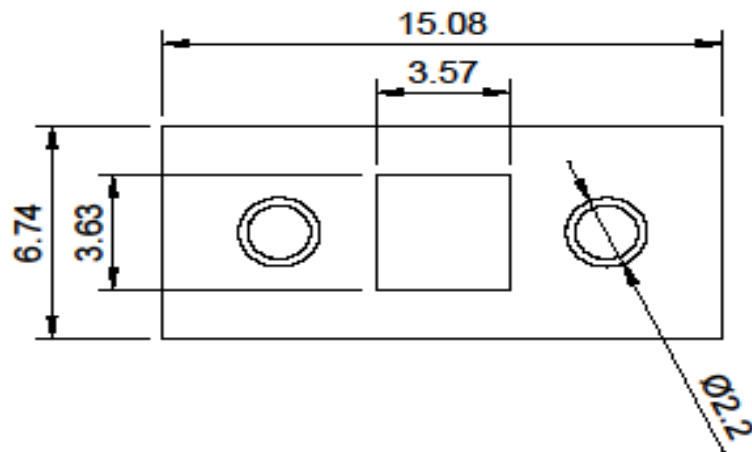
Dibujó: GDM Escala: 2:1

Revisó: SCC Acotación:

Aprovó: SCC Cantidad:

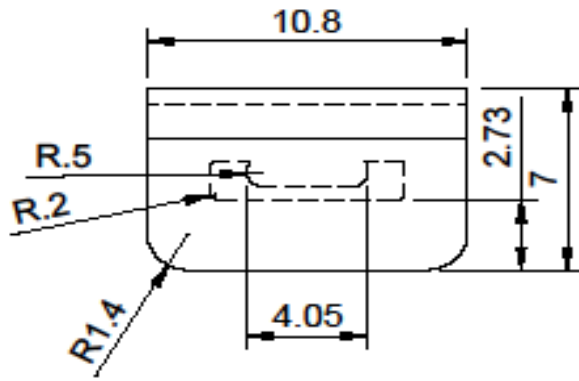
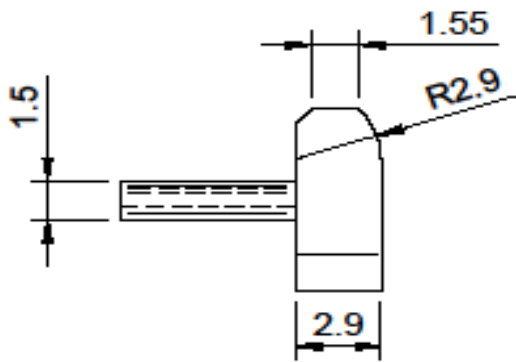
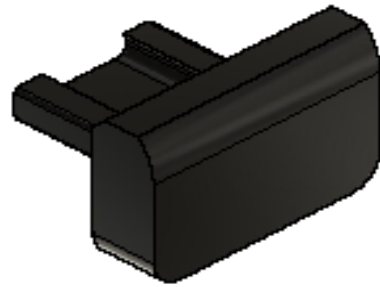
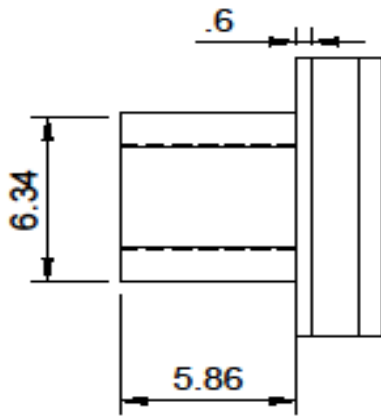
Material: Varios

Dib. No.: PUL-ENS102





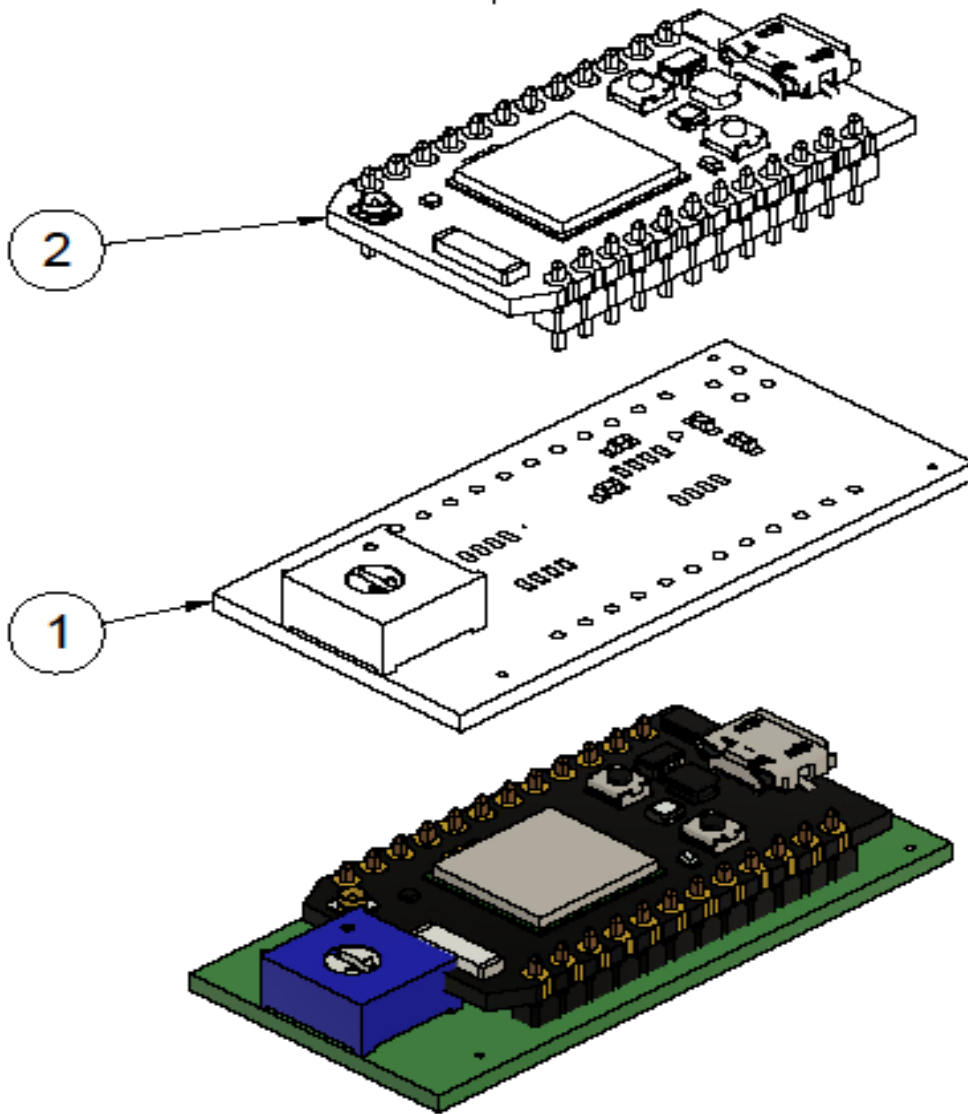
***Impreso en 3D, sin tolerancia**

	Facultad de Ingeniería Departamento de Ingeniería Mecatrónica		Dibujó: GDM	Escala: 5:1
	Título: Botones		Revisó: SCC	Acotación: mm
			Aprovó: SCC	Cantidad: 1
	Fecha Septiembre 2019		Material: TPU	
Dib. No.: PUL-CAD-110				



*Impreso en 3D, sin tolerancia

	Facultad de Ingeniería Departamento de Ingeniería Mecatrónica		Dibujó: GDM	Escala: 4:1
	Título: Tapon PHOTON		Revisó: SCC	Acotación: mm
	Fecha Septiembre 2019		Aprovó: SCC	Cantidad: 1
			Material: TPU	
			Dib. No.: PUL-CAD-111	



LISTA DE PARTES

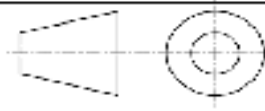
#	Nombre	Cantidad	Referencia
1	Circuito de ancodicinamiento	1	PUL-ENS103
2	Photon	1	Photon



Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecatrónica

Título:
Ensamble PCB-Photon

Fecha
Septiembre
2019



Dibujó: GDM

Revisó: SCC

Aprovó: SCC

Material: Varios

Dib. No.: PUL-ENS102

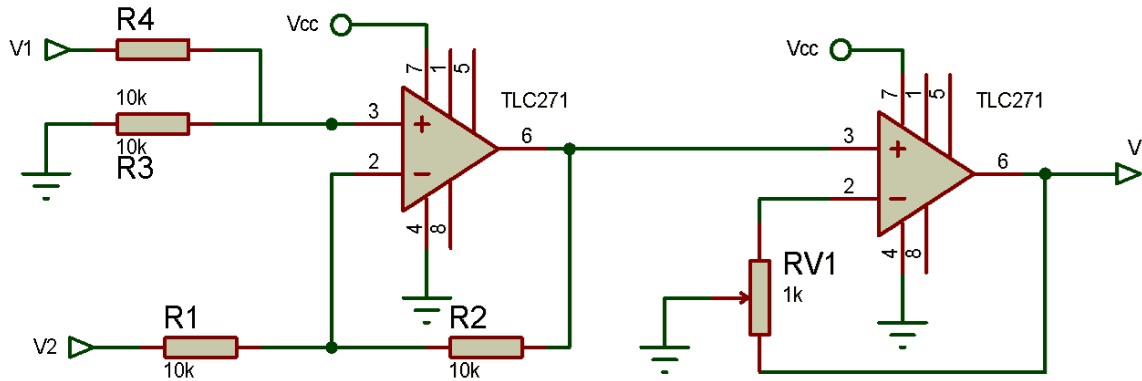
Escala: 2:1

Acotación:

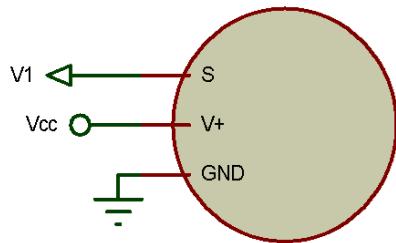
Cantidad:

Anexo B. Esquemático

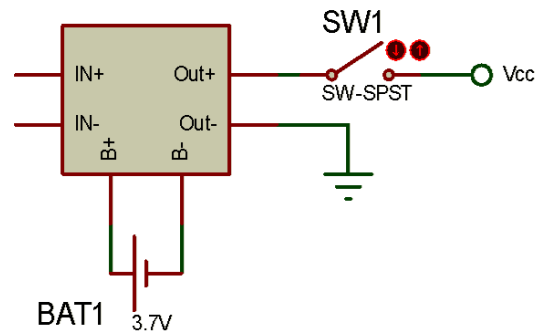
ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL DE PULSO



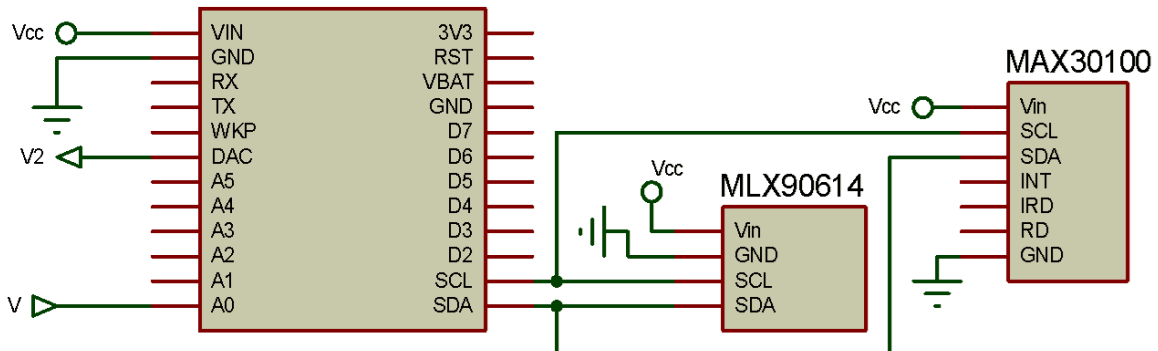
PULSE SENSOR



TP4056



PHOTON



CÓDIGOS DE PROGRAMACIÓN

Código Photon

```
//bibliotecas empleadas
#include<Wire.h>
#include<math.h>
//variables para la toma de la frecuencia cardiaca
volatile unsigned long tn = 0;
volatile unsigned long t0 = 0;
volatile unsigned long deltaT = 0;

// declaración de los pines empleados
int sensor = A0; //lee la señal analógica del sensor de pulso
int entradainterruptcion = 2; //genera la interrupción en cada pulso
//declaraciones variables
double fqc = 0;
int frecuencia = 87; //pulso por minuto
int bpm = 87; //pulso por minuto

// función para determinar la frecuencia
void periodo() {
noInterrupts();
tn = millis();
deltaT = tn - t0;
t0 = tn;
fqc = 1000.0 / deltaT;
bpm = 60 * fqc;
}

// declaración de registros del MAX30100 y variables para la saturación
de oxígeno
int valorIR = 0; // intensidad luz infrarroja
int valorRl = 0; // intensidad luz roja
float spO2 = 0; // saturación de oxígeno

// registros para la configuración del MAX30100
#define MAX30100 0x57 // Dirección del MAX30100
#define INTERRUPCION_ESTADO 0x00 // Descripción del estado que ha
producido la interrupción
#define INTERRUPCION_ACTIVADA 0x01 // Descripción de los eventos
que producen una interrupción
#define FIFO_DATOS 0x05 // FIFO_DATA Datos que toca leer
#define CONFIGURACION_MODO 0x06 // Establece el modo de medida
(latido o pulso frente a SPO2)
#define CONFIGURACION_SPO2 0x07 // Determina la precisión de las
medidas
#define CONFIGURACION_LED 0x09 // Almacena la corriente
// modos de operación (frecuencia/saturación)
#define modofrecuencia 0B00000010
#define modooxigeno 0B00000011
// Bits de interrupción MAX30100
#define PULSO_LISTO 0B00100000 // HR_RDY Se puede leer el pulso
#define LED_LISTOS 0B00010000 // SPO2_RDY Se pueden leer los
LED
// Bits del modo de funcionamiento MAX30100_CONFIGURACION_MODO
#define PULSO_ACTIVAR 0B00000010 // MODE(1) lectura de pulso
```

```

#define LED_ACTIVAR          0B00000011 // MODE(2) lectura de la luz
reflejada por los LED
// intensidad de corriente suministrada los LEDs
#define intensidad50000     0B00001111 // 50000 uA
// tiempo de activación de cada led
#define t1600      0B00000011 // Mantener los LED encendidos 1600 µs
// muestras por segundo
#define muestras50  0B00000000 // 50 muestras por segundo.
// resolución para modo saturación
#define RESOLUCIONSP02 0B01000000 // CONFIGURA EL ADC A 16 Bits
// Bits de configuración de lectura del pulso MAX30100_CONFIGURACION_SPO2
#define RESOLUCION      0B01000000 // SPO2_HI_RES_EN
#define PULSO           0B00000100 // 100 muestras por segundo
#define TIEMPO_LED      0B00000011 // Mantener los LED encendidos

//funciones para el MAX30100
uint8_t leerregistro(uint8_t dispositivo, uint8_t registro) {
Wire.beginTransaction(dispositivo);
Wire.write(registro);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(dispositivo, 1);
return Wire.read();
}

// lectura de fifo
byte datosdefifo[4] = {0, 0, 0, 0};
void lecturafifo(uint8_t dispositivo, uint8_t apuntador, uint8_t
dimension) {
uint8_t buffer[dimension];
Wire.beginTransaction(dispositivo);
Wire.write(apuntador);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(dispositivo, dimension);
uint8_t inc = 0;
while (Wire.available()) {
buffer[inc++] = Wire.read();
}
int valorIR = (buffer[0] << 8) | buffer[1];
int valorR = (buffer[2] << 8) | buffer[3];
}

// función de escritura de registro "writeRegister"
//(dirección del dispositivo, registro a escribir, dato a escribir)
void escrituraregistro(byte dispositivo, byte registro, byte dato) {
Wire.beginTransaction(dispositivo);
Wire.write(registro);
Wire.write(dato);
Wire.endTransmission();
}

// declaración de registros para MLX90614 y funciones para su lectura
// definición de las direcciones del sensor de temperatura
#define D_MLX 0x5A // Dirección I2C por defecto del MLX90614
#define d_temp 0x07 // Dirección en RAM de la primera termopila
unsigned int valor = 0;
// variables para calcular ccr8 para la comunicación I2C

```



```

unsigned char dato[] = {0xB4, 0x07, 0xB5, 0xD2, 0x3A}; // el PEC resulta
0x30.
byte pec;
//variables para la lectura de la Temperatura
int registro_temperatura;
byte trama[] = {
D_MLX << 1, // SA_W Dirección de escritura del esclavo en el bus I2C
d_temp, // leer dirección 0x07 de la RAM
(D_MLX << 1) | 1, // SA_R Dirección de lectura del esclavo en el bus I2C
(bit 0 de la dirección a 1)
0x00, // BLS de la temperatura
0x00 // BMS de la temperatura
};

double temperaturac = 0;
int temperatura = 0;

byte crc8(byte *dato, byte cantidad) {
unsigned int pec = 0;
for (byte numero_dato = 0; numero_dato < cantidad; numero_dato++) {
pec ^= dato[numero_dato] << 8;
for (byte numero_bit = 0; numero_bit < 8; numero_bit++) {
if (pec & 0x8000) {
pec ^= 0x8380;
}
pec <<= 1;
}
}
return (byte) (pec >> 8);
}

//funciones para comunicación con Alexa
int getFrequency(String args) {
return bpm;
}

int getTemperature(String args) {
return temperatura;
}
int ofset = 0;
int referencia(String valores) {
int valor = valores.toInt();
ofset = (valor * 4095) / 3300;
analogWrite(A6, ofset);
return valor;
}

int getOxigeno(String args) {
return spO2;
}
void setup() {
//funciones para comunicación con Alexa
Particle.function("getfqc", getFrequency);
Particle.function("gettmp", getTemperature);
Particle.function("referencia", referencia);
Particle.function("getspo", getOxigeno);
//configuración de pines

```

```

pinMode(entradaInterrupcion, INPUT);
attachInterrupt(entradaInterrupcion, periodo, RISING);
Wire.begin(); // inicia el bus I2C
//Configuración del MAX30100
escribirregistro(MAX30100, INTERRUPCION_ACTIVADA, LED_LISTOS);
escribirregistro(MAX30100, CONFIGURACION_MODO, LED_ACTIVAR);
escribirregistro(MAX30100, CONFIGURACION_SPO2, muestras50 |
RESOLUCIONSPO2 | t1600); // tabla 8 SpO2 Mode (Allowed Settings)
//configura el ADC con resolución de 16bits, 50 muestras por segundo, y
un ancho de pulso de 1.6ms
escribirregistro(MAX30100, CONFIGURACION_LED, (intensidad50000 << 4) |
intensidad50000); // en los bits más significativos del led rojo
}

void loop() {
//SpO2
lecturafifo(MAX30100, FIFO_DATOS, 4);
Wire.beginTransaction(MAX30100);
Wire.write(0x05);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MAX30100, 4);
uint8_t inc = 0;
while (Wire.available()) {
datosdefifo[inc++] = Wire.read();
}
valorIR = (datosdefifo[0] << 8) | datosdefifo[1];
valorRl = (datosdefifo[2] << 8) | datosdefifo[3];
spO2 = (100 * valorRl) / (valorIR + valorRl);
//Temperatura
Wire.beginTransaction(D_MLX); // Acceder al MLX90614
Wire.write(d_temp); // Solicitar el registro de la temperatura
Wire.endTransmission(false); // Liberar el bus I2C
Wire.requestFrom(D_MLX, 3); // Pedir los tres bytes asociados al valor de
la temperatura
if (Wire.available() == 3) {
trama[3] = Wire.read(); // byte bajo en la posición 4 de la trama
trama[4] = Wire.read(); // byte alto en la posición 5 y última de la
trama
if (Wire.read() == crc8(trama, 5)) {
registro_temperatura = trama[3] | (trama[4] << 8);
temperaturac = registro_temperatura * 0.02 - 273.15;
temperatura = 10 * temperaturac;
}
}
}
interrupts();
delay(50);
}

```

Código Interaction Model JSON

```
{
  "interactionModel": {
    "languageModel": {
      "invocationName": "mi pulsera",
      "intents": [
        {
          "name": "ValoresPulsera",
          "slots": [
            {
              "name": "sensor",
              "type": "SENSOR"
            }
          ]
        },
        {
          "samples": [
            "{sensor}",
            "dime mi {sensor} corporal",
            "dime mi {sensor} cardiaca",
            "dime mi {sensor} de oxígeno",
            "mi {sensor} corporal",
            "mi {sensor} cardiaca",
            "mi {sensor} de oxígeno",
            "pídele {sensor} corporal",
            "pídele mi {sensor} cardiaca",
            "pídele mi {sensor} de oxígeno",
            "dame mi {sensor} corporal",
            "dame mi {sensor} cardiaca",
            "dame mi {sensor} de oxígeno",
            "entrégame mi {sensor} corporal",
            "entrégame mi {sensor} cardiaca",
            "entrégame mi {sensor} de oxígeno",
            "obtén mi {sensor} corporal",
            "obtén mi {sensor} cardiaca",
            "obtén mi {sensor} de oxígeno"
          ]
        },
        {
          "name": "AMAZON.NavigateHomeIntent",
          "samples": []
        },
        {
          "name": "AMAZON.HelpIntent",
```


Código de AWS Lambda

```
var APP_ID = "amzn1.ask.skill.*****";
var http = require (' https');
var AlexaSkill = require ('./AlexaSkill');
var Pulsera = function () {
    AlexaSkill.call (this, APP_ID);
};

Pulsera.prototype = Object.create (AlexaSkill.prototype);
Pulsera.prototype.constructor = Pulsera;

Pulsera.prototype.eventHandlers.onSessionStarted = function(sessionStartedRequest,
session) {
    console.log ("Pulsera onSessionStarted requestId: " + sessionStartedRequest.requestId
+ ", sessionId: " + session.sessionId);
};

Pulsera.prototype.eventHandlers.onLaunch = function (launchRequest, session, response)
{
    console.log ("Pulsera onLaunch requestId: " + launchRequest.requestId + ", sessionId: "
+ session.sessionId);
    var speechOutput = "¡Bienvenido!, tú puedes preguntarme sobre tu frecuencia
cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal.";
    response.ask(speechOutput);
};

Pulsera.prototype.eventHandlers.onSessionEnded = function(sessionEndedRequest,
session) {
    console.log ("Pulsera onSessionEnded requestId: " + sessionEndedRequest.requestId +
", sessionId: " + session.sessionId);
};

Pulsera.prototype.intentHandlers = {
    function (intent, session, response) {
var sensorSlot = intent.slots.sensor;
    var sensor = sensorSlot ? intent.slots.sensor.value : "";
    var speakText = "";
    console.log ("Sensor = " + sensor);
    var op = "";
```

```

var unidad = "";
var signovital = "";
var deviceid = "*****";
var accessToken = "*****";

var sparkHst = "api.particle.io";

if (sensor == "temperatura" || sensor == "temperatura corporal") {
  speakText = "Temperatura es 69°";
  op = "gettmp";
  unidad = "° Celsius";
  signovital = "temperatura es de ";
}
  else if (sensor == "frecuencia cardiaca" || sensor == "frecuencia") {
    speakText = "frecuencia cardiaca de 75 pulsos por minuto";
    op = "getfqc";
    unidad = " latidos por minuto";
    signovital = "frecuencia cardíaca es de ";
  }
    else if (sensor == "saturación" || sensor == "oxigenación"){
      speakText == "saturación de oxígeno de 95%";
      op = "getspo";
      unidad = "%";
      signovital = " saturación de oxígeno es de ";
    }

    if (op.length > 0) {
      var sparkPath = "/v1/devices/" + deviceid + "/" + op;
      hacerConsultaPulsera (sparkHst, sparkPath, "", accessToken, function(resp) {
        var json = JSON.parse(resp);
        var valorsensor = Number (json.return_value);
        var healtstatus;

        if (op == "gettmp") {
          valorsensor = Number.parseFloat(valorsensor) * 0.1;
          valorsensor = valorsensor.toFixed (1);
        }
        if (op == "getfqc" && valorsensor <60) {
          healtstatus = " es menor al rango normal";
        }
        else if (op == "getfqc" && valorsensor >=60 && valorsensor <120) {

```

```

    healtstatus = "está en el rango normal";
  }
  else if (op == "getfqc" && valorsensor>=120) {
    healtstatus = " es mayor al rango normal";
  }
  else if (op == "getttmp" && valorsensor < 35) {
    healtstatus = " es menor al rango normal";
  }
  else if (op == "getttmp" && valorsensor >=35 && valorsensor<=37) {
    healtstatus = " está en el rango normal";
  }
  else if (op == "getttmp" && valorsensor>37) {
    healtstatus = " es mayor al rango normal";
  }
  else if (op == "getspo" && valorsensor<90) {
    healtstatus = " es menor al rango normal";
  }
  else if (op == "getspo" && valorsensor>=90) {
    healtstatus = " está en el rango normal";
  }
}
var repuesta = "";
repuesta = "Tu "+signovital+valorsensor+unidad+" y "+healtstatus;
response.tellWithCard(repuesta,"OK, Tu "+ signovital, valorsensor unidad);
  });
  else {
    response.tell("Perdón, no entendí lo que deseas");
  }
},
HelpIntent: function (intent, session, response) {
  response.ask("Tú puedes preguntarme tu frecuencia cardiaca saturación de oxígeno y
temperatura");
}
};

exports.handler = function (event, context) {
var pulseraSkill = new Pulsera ();
pulseraSkill.execute(event, context);
};

function hacerConsultaPulsera (hname, urlPath, args, accessToken, callback) {

```

```

    port : 443,
    path : urlPath,
    method : 'POST',
headers : {
'Content-Type' : 'application/x-www-form-urlencoded',
'Accept' : '*.*'
    }
}
var postData = "access_token=" + accessToken + "&" + "args=" + args;
console.log("Post Data: " + postData);
var req = http.request(options, function(res) {
    console.log('STATUS : ' + res.statusCode);

    console.log(' HEADERS : ' + JSON.stringify(res.headers));
    var body = "";
    res.setEncoding('utf8');
    res.on('data', function(chunk) {
        console.log(' BODY : ' + chunk);
        body += chunk;
    });
    res.on('end', function() {
        callback(body);
    });
    req.on('error', function(e) {
        console.log('problem with request: ' + e.message);
    });
    req.write(postData);
    req.end();
}

```


Aplicación App Inventor

Adicionalmente a la implementación de skill de Alexa se desarrolló una aplicación para dispositivo Android para la visualización de los valores de los diferentes signos vitales, esta aplicación se programó en App Inventor.

La interfaz está conformada por tres botones con el nombre de cada variable, seguidos por un cuadro de texto para valor correspondiente a cada una de las variables.

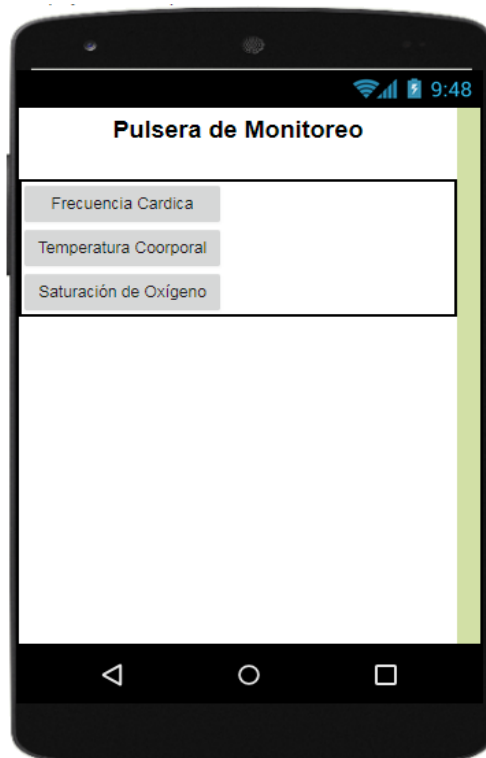


Ilustración 1 Interfaz aplicación Android

La actualización de los valores se puede realizar de forma manual y de forma automática. La actualización manual se realiza cuando se presiona el nombre de cada variable. Mientras que la actualización automática se realiza mediante el uso de un timer específico para cada una de las variables.

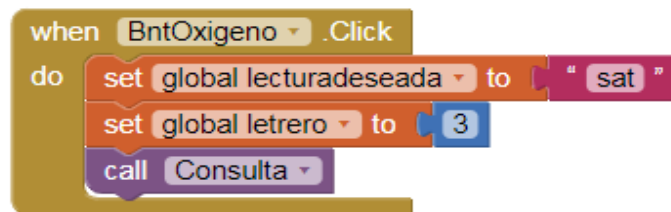


Ilustración 2 Ejemplo de evento para la consulta de la información

Al igual que lógica de habilidad de Alexa la aplicación tiene las credenciales para acceder a la nube del microcontrolador.

```

initialize global DeviceID to ""
initialize global AccessToken to ""
initialize global serverURL to "https://api.particle.io/v1/devices/"

```

Ilustración 3 Credenciales Particle Cloud

La aplicación accede a la variable mediante una solicitud GET.

```

to Consulta
do
  set Web2.Url to
  join
  join
  join
  get global serverURL
  get global DeviceID
  " / "
  get global lecturadeseada
  "?access_token="
  get global AccessToken
  call Web2.Get

```

Ilustración 4 Función de consulta de API

La aplicación recibe la información en formato JSON, esta información se procesa mediante la función que se muestra a continuación.

```

to ParseResult jsonResponse startTag endTag
result
do
  set global tempDato to
  split at first text
  get jsonResponse
  at
  get startTag
  if
  length of list list
  get global tempDato
  =
  2
  then
  set global tempDato to
  select list item list
  index
  2
  set global tempDato to
  select list item list
  split at first text
  get global tempDato
  at
  get endTag
  index
  1
  set global tempDato to
  call Web2.JsonTextDecode
  jsonText
  get global tempDato
  set global tempDato to
  call Web1.HtmlTextDecode
  htmlText
  get global tempDato
  result
  get global tempDato

```

Ilustración 5 Función de decodificación de la respuesta de la API

Finalmente, el valor se coloca en el cuadro de texto correspondiente.

```

when Web2 . GotText
  uri responseCode responseType responseContent
do
  if [get responseCode] = 200
  then
    if [get global letrero] = 1
    then
      set global FreR to call ParseResult
      jsonResponse [get responseContent]
      startTag "result:"
      endTag ""
      set TxtFrecuencia . Text to [join [get global FreR]
      " BPM"]
    else if [get global letrero] = 2
    then
      set global TempR to call ParseResult
      jsonResponse [get responseContent]
      startTag "result:"
      endTag ""
      set TxtTemperatura . Text to [join [get global TempR] / 10
      " °C"]
    else if [get global letrero] = 3
    then
      set global SatR to call ParseResult
      jsonResponse [get responseContent]
      startTag "result:"
      endTag ""
      set TxtOxigeno . Text to [join [get global SatR]
      "%"]
  end if
end if
end do

```

Ilustración 6 Asignación de los valores a los cuadros de texto

Índice de figuras

Figura 1 Estructura anatómica de corazón	3
Figura 2 Fases del ciclo cardíaco.....	4
Figura 3 Métodos de oximetría	6
Figura 4 Forma de onda PPG	7
Figura 5 Gráfica de absorción de la luz por la hemoglobina y la oxihemoglobina	8
Figura 6 Pulsioxímetro de muñeca	8
Figura 7 Pulsioxímetro de dedo.....	8
Figura 8 Pulsioxímetro de pecho	8
Figura 9 Mi Band 3	8
Figura 10 Vivosmart 3	9
Figura 11 Charge 3.....	9
Figura 12 Band 3 Pro)	9
Figura 13 Gear Fit 2.....	9
Figura 14 Diagrama de caja negra	12
Figura 15 Diagrama de sistemas del wearable.....	13
Figura 16 MAX30100	14
Figura 17 Pulse Sensor.....	14
Figura 18 MLX90614	15
Figura 19 Particle Photon	15
Figura 20 Arduino MKR1000.....	16
Figura 21 TP4056	17
Figura 22 Configuración A	17
Figura 23 Configuración B.....	18
Figura 24 Señal PPG adquirida en dedo	19
Figura 25 Señal PPG adquirida en la muñeca	19
Figura 26 Esquema OpAmp en modo restador	20
Figura 27 Esquema OpAmp en modo amplificador o inversor	20
Figura 28 Esquemático del circuito de acondicionamiento	21
Figura 29 Medición de la duración de un ciclo cardíaco	21
Figura 30 Diagrama de pines Photon	23
Figura 31 Diseño de PCB.....	24
Figura 32 Anchura palma de la mano.....	24
Figura 33 Dimensiones externas carcasa	25
Figura 34 Esquema de funcionamiento básico de Alexa	26
Figura 35 Esquema de comunicación entre AVS y Particle	28
Figura 36 Mensaje de inicio de la skill	29
Figura 37 Consola de Particle	29
Figura 38 Interacciones con la skill de Alexa	29
Figura 39 Disposición de los sensores en el dispositivo	30

Figura 40 Modelo funcional.....	30
Figura 41 Oxímetro de pulso NPB-40	31
Figura 42 Termómetro MC-343F	31

Índice de tablas

Tabla 1 Frecuencia cardíaca por edades	4
Tabla 2 Jerarquía de los requerimientos	10
Tabla 3 Relación requerimiento-métrica.....	11
Tabla 4 Métricas de las especificaciones.....	11
Tabla 5 Comparación de microcontroladores	16
Tabla 6 Valores obtenidos	31
Tabla 7 Comparación valores de frecuencia cardiaca	32
Tabla 8 Comparación valores de saturación de oxígeno.....	32
Tabla 9 Comparación valores de temperatura corporal	32