



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

OPCIÓN EN AUTOMATIZACIÓN

**“DISEÑO E INSTRUMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO DE TOBILLO PARA
MONITOREO DE PULSO Y TEMPERATURA EN BEBES”***

T E S I S

Presentada para obtener el título de:

Maestro en Ciencias de la Electrónica Opción en Automatización

Presenta:

Ing. Miguel Angel Ortega Palacios*

Directores:

DR. DAVID EDUARDO PINTO AVENDAÑO

DR. SERGIO VERGARA LIMON

DRA. DARNES VILARIÑO AYALA

Puebla, México

Noviembre 2016

***BECARIO CONACYT**

AGRADECIMIENTOS

Primeramente agradezco a Dios por haberme dado la vida y fortaleza para concluir mis estudios de Maestría. A mi familia por haberme apoyado a lo largo de este duro trayecto y por estar conmigo en los momentos más complicados.

A la Maestría en Ciencias de la Electrónica opción en Automatización por darme la oportunidad de ser parte de ella, y lo cual me permitió profundizarme en el área de estudio, expandir mis habilidades y los saberes respecto a las temáticas asociadas, y en general, mejorar los diversos aspectos como profesional.

A mis asesores de tesis: Dr. David Eduardo Pinto Avendaño, Dr. Sergio Vergara Limon y Dra. Darnes Vilariño Ayala, por compartirme sus conocimientos y apoyarme en todo momento para llegar a cumplir el objetivo del presente proyecto de investigación.

A mis compañeros de la maestría y amigos: Diana Karina, Daniel, Luis, Juan Carlos, Ricardo Torres, Ricardo De Gante, Araceli, Froylan, Oswaldo, por apoyarnos mutuamente dentro de un excelente ambiente de trabajo, compartir sus conocimientos y disfrutar de inolvidables experiencias.

A Conacyt por darme el apoyo económico durante mi estancia en la Maestría.

DEDICATORIA

Quiero dedicarles este trabajo a mis padres y a mi hermano, quienes me acompañaron a lo largo de este difícil y arduo camino de mi estancia en la maestría. Gracias a su apoyo logré cumplir con mi objetivo, superarme en el ámbito profesional y forjar la persona que ahora soy.

RESUMEN

El síndrome de muerte súbita del lactante o mejor conocido como muerte de cuna es una de las principales causas de muerte en los bebés durante los primeros meses de vida. Además no se conocen las causas que lo provocan, y es muy complicado detectarlo cuando se presenta. Es por eso que se propone diseñar un dispositivo capaz de detectar la muerte de cuna, por lo que se optó por medir la temperatura corporal y el ritmo cardiaco del bebé mediante métodos no invasivos, para evitar molestias. El dispositivo debe ser lo suficientemente pequeño para que sea cómodo y ligero. Se colocará en el tobillo del bebé, para evitar que se lo quite fácilmente.

A través de una comunicación Wi-Fi el dispositivo enviará los datos obtenidos por los sensores a un servidor en internet, y el monitoreo se podrá realizar desde cualquier dispositivo móvil (celular, computadora o tablet) conectado a la red.

En el momento en el que se presente una alteración en el ritmo cardiaco del bebé, se alertará a los padres, enviando un mensaje por twitter a la cuenta del usuario. El monitoreo de la temperatura corporal y el ritmo cardiaco se realizará aproximadamente cada 30 segundos, ya que es tiempo suficiente para que los padres puedan hacer reaccionar al bebé mientras está durmiendo, y evitar su muerte. Se hará de esta manera porque no es un proceso automatizado, debido a que no se conocen las causas reales que provocan el síndrome.

Contenido

INTRODUCCIÓN	i
CAPÍTULO 1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA	1
1.1 Radiación de cuerpo negro.....	1
1.2 Signos vitales	5
1.2.1 Propiedades físicas de la luz en su interacción con el tejido.	6
1.2.2 Onda de presión arterial	8
1.2.3 El pulso	10
1.3 Medición del pulso en un bebé	11
1.4 Temperatura corporal del bebé	12
1.5 Conclusiones	12
CAPÍTULO 2. HARDWARE.....	13
2.4 Instrumentación del sensor optoelectrónico de temperatura.....	13
2.4.1 Características del sensor MLX90614	13
2.4.2 Precisión médica	14
2.4.3 Descripción general.....	15
2.4.4 Emisividad del termómetro infrarrojo MLX90614.....	16
2.4.5 Principio de procesamiento de la señal	17
2.4.6 Cálculo de la temperatura ambiente y de objetos	18
2.4.7 Campo de visión (FOV).....	19
2.4.8 Consideraciones a tomar durante la aplicación.....	19
2.4.9 Caracterización del sensor MLX90614.....	22
2.5 Diseño del sensor optoelectrónico de pulso	23
2.6 Operación del circuito electrónico del sensor de pulso.....	24
2.7 Instrumentación del sensor optoelectrónico de pulso	27
2.8 Diseño del circuito impreso del sistema	28
2.9 Conclusiones	37
CAPÍTULO 3. FIRMWARE	38
3.1 Filtros para eliminar ruido.....	38
3.1.1 Promedio	38
3.1.2 Filtro de primer orden IIR (1/k)	39
3.2 Detección de pulsos en el ritmo cardiaco.....	39

3.3 Estrategias para el cálculo de la frecuencia cardiaca	42
3.4 Conclusiones	51
CAPÍTULO 4. COMUNICACIÓN WI-FI	52
4.1 Módulo ESP8266	52
4.1.1 Características técnicas	53
4.1.2 Tecnología de ultra baja potencia	53
4.1.3 Alto nivel de integración.....	54
4.1.4 Interfaces.....	54
4.1.5 Entradas/Salidas de uso general.....	55
4.1.6 Entradas/Salidas digitales	55
4.1.7 Receptor de 2.4 GHz.....	56
4.1.8 Transmisor de 2.4 GHz	56
4.1.9 Programación	57
4.2 ThingSpeak	57
4.2.1 Aplicaciones para la alarma del dispositivo.....	59
4.3 Conclusiones	60
CAPÍTULO 5. RESULTADOS EXPERIMENTALES.....	61
5.1 Pruebas experimentales con el dispositivo.....	64
5.2 Comparación del dispositivo con otros comerciales.....	76
5.3 Prueba con el prototipo final.....	90
5.4 Mensaje de alerta en Twitter.....	98
5.5 Conclusiones	99
CONCLUSIONES GENERALES	100
REFERENCIAS.....	101
Apéndice A. Reconocimiento.....	105
Apéndice B. Artículo publicado.....	106

Índice de figuras

Figura 1.1: Diagrama general del sistema.....	1
Figura 1.2: Radiación espectral de un cuerpo negro radiante como función de la frecuencia de radiación.	3

Figura 1.3: Cavidad en un cuerpo comunicada con el exterior por medio de un pequeño agujero.	5
Figura 1.4: Rangos de profundidad de penetración en correspondencia con la longitud de onda de la radiación aplicada sobre la piel.	7
Figura 1.5: Gráfica de absorción de luz de la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada [29].	8
Figura 1.6: Morfología normal y componentes de la onda de presión arterial [30].	10
Figura 1.7: a) Pulso humeral, b) Pulso femoral, c) Pulso pedio, d) Pulso radial.	11
Figura 2.1: Diagrama a bloques que representa el hardware del sistema.	13
Figura 2.2: a) Sensor MLX90614, b) Vista inferior del sensor.	15
Figura 2.3: Diagrama de conexión.	16
Figura 2.4: Medición del campo de visión.	20
Figura 2.5. Campo de visión del MLX90614xAA.	20
Figura 2.6: Gráfica de la medición de la temperatura corporal en función de la distancia de sensado.	23
Figura 2.7: Propuesta de diseño a implementar para el sensor de pulso.	23
Figura 2.8: Amplificador de transimpedancia.	24
Figura 2.9: Filtro pasa altas.	25
Figura 2.10: Filtro pasa bajas.	26
Figura 2.11: Amplificador inversor.	27
Figura 2.12: a) Led infrarrojo VSMS3700, b) Fotodiodo TEMD5110.	27
Figura 2.13: Módulo ESP8266 versión 7.	28
Figura 2.14: Diagrama electrónico general del sensor de pulso.	29
Figura 2.15: a) Capa inferior de la PCB, b) Capa superior de la PCB.	30
Figura 2.16: a) Capa inferior del circuito flexible, b) Capa superior del circuito flexible.	30
Figura 2.17: Diagrama electrónico general del sistema completo.	31
Figura 2.18: Unión de la capa superior e inferior del circuito flexible.	32
Figura 2.19: a) Capa inferior del circuito flexible con componentes integrados, b) Capa superior del circuito flexible con componentes integrados.	32
Figura 2.20: Funcionamiento del sensor de pulso utilizando el circuito flexible.	33
Figura 2.21: Módulo ESP8266 en el circuito flexible.	33
Figura 2.22: Implementación del circuito flexible y envío de datos a ThingSpeak.	34
Figura 2.23: Consumo de corriente mínimo del dispositivo, visto desde la fuente de alimentación externa.	34

Figura 2.24: Consumo de corriente máximo del dispositivo, visto desde la fuente de alimentación externa.	35
Figura 2.25: a) Parte inferior del circuito flexible, b) Parte superior del circuito flexible.	35
Figura 2.26: a) Parte frontal del dispositivo, b) Parte posterior del dispositivo.	36
Figura 2.27: a) Parte frontal de la batería, b) parte posterior de la batería.	36
Figura 2.28: Prototipo final del dispositivo para monitoreo de pulso y temperatura en bebés.....	37
Figura 3.1: Diagrama a bloques que representa el firmware del sistema.	38
Figura 3.2: Diagrama de flujo que representa la detección de pulsos en el firmware del dispositivo.	40
Figura 3.3: Comportamiento del umbral variable con respecto al tiempo.....	41
Figura 3.4: Acercamiento a la gráfica de la respuesta del umbral variable con respecto al tiempo.	42
Figura 3.5: Respuesta del algoritmo 1 con respecto al tiempo.	43
Figura 3.6: Respuesta del algoritmo 2 con respecto al tiempo.	44
Figura 3.7: Respuesta del algoritmo 3 con respecto al tiempo.	45
Figura 3.8: Respuesta del algoritmo 4 con respecto al tiempo.	46
Figura 3.9: Respuesta de los cuatro algoritmos propuestos con respecto al tiempo.	46
Figura 3.10: Comparación de los algoritmos propuestos y la señal del ritmo cardiaco con respecto al tiempo.....	47
Figura 3.11: Acercamiento a las gráficas correspondientes al comportamiento de algoritmos propuestos y ritmo cardiaco, con respecto al tiempo.	48
Figura 3.12: Comparación de la respuesta del algoritmo 4 y la señal del ritmo cardiaco con respecto al tiempo.	48
Figura 3.13: Respuesta del algoritmo 4 con respecto al tiempo, empleando números enteros.	49
Figura 3.14: Comparación de la respuesta del algoritmo 4 empleando números enteros y la señal del ritmo cardiaco con respecto al tiempo.....	49
Figura 3.15: Diagrama de flujo que representa el funcionamiento completo del firmware del dispositivo.....	50
Figura 4.1: a) Módulo ESP8266 versión 1, b) módulo ESP8266 versión 7.	53
Figura 4.2: Campo para graficar la temperatura corporal.	58
Figura 4.3: Campo para graficar la frecuencia cardiaca.	58
Figura 4.4: a) Ícono de la aplicación ThingTweet, b) Ícono de la aplicación React.	59
Figura 4.5: Configuración de la aplicación React para el sistema de alarma.	59

Figura 5.1: Prueba en ThingSpeak para graficar la temperatura corporal en un adulto.....	61
Figura 5.2: Prueba en ThingSpeak para graficar el ritmo cardiaco de un adulto.....	61
Figura 5.3: Captura de pantalla de la aplicación iCharts para la prueba de medición de temperatura corporal de un adulto.....	62
Figura 5.4: Captura de pantalla de la aplicación iCharts para la prueba de medición de ritmo cardiaco de un adulto.....	62
Figura 5.5: Hora en la que el dispositivo comenzó a funcionar.....	63
Figura 5.6: Hora en la que el dispositivo dejó de funcionar.	63
Figura 5.7: Señal de salida del sensor de pulso afectada por el ruido del módulo Wi-Fi.	64
Figura 5.8: Colocación del dispositivo en el tobillo del bebé de 4 meses.	65
Figura 5.9: Datos obtenidos en la medición de la temperatura corporal del bebé. ...	67
Figura 5.10: Datos obtenidos en la medición del ritmo cardiaco del bebé.	67
Figura 5.11: a) Circuito colocado en la parte externa del tobillo, b) batería colocada en la parte interna del tobillo.....	68
Figura 5.12: Respuesta del ritmo cardiaco en el tobillo del bebé.	68
Figura 5.13: Resultados obtenidos de la medición de la temperatura corporal del bebé.	70
Figura 5.14: Resultados obtenidos de la medición del ritmo cardiaco del bebé.....	70
Figura 5.15: Colocación del dispositivo en el tobillo del bebé de 6 meses.	71
Figura 5.16: Osciloscopio conectado a la salida del sensor de pulso del dispositivo.	71
Figura 5.17: Datos obtenidos en la medición de la temperatura corporal del bebé. .	73
Figura 5.18: Datos obtenidos en la medición del ritmo cardiaco del bebé.	73
Figura 5.19: Respuesta de la señal del sensor de pulso en el osciloscopio.....	74
Figura 5.20: Lapso durante el cual el dispositivo obtuvo mediciones correctas.....	75
Figura 5.21: Lapso durante el cual el dispositivo obtuvo mediciones correctas.....	75
Figura 5.22: Termómetro infrarrojo para frente.....	76
Figura 5.23: Termómetro infrarrojo para oído.....	77
Figura 5.24: Temperatura obtenida con el termómetro para oído y con el termómetro para frente.	77
Figura 5.25: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en la frente.....	78
Figura 5.26: Temperatura obtenida del dedo de la mano con los termómetros comerciales.....	79

Figura 5.27: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en el dedo de la mano.....	79
Figura 5.28: Temperatura obtenida de la palma de la mano con los termómetros comerciales.....	80
Figura 5.29: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en la palma de la mano.....	81
Figura 5.30: Temperatura obtenida del tobillo con los termómetros comerciales....	81
Figura 5.31: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en el tobillo.....	82
Figura 5.32: Oxímetro de pulso para dedo.....	83
Figura 5.33: Detección del ritmo cardiaco con el oxímetro comercial y el sensor de pulso del dispositivo.....	83
Figura 5.34: Primera medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.	84
Figura 5.35: Primera medición del ritmo cardiaco obtenida por el oxímetro comercial.	84
Figura 5.36: Segunda medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.	85
Figura 5.37: Segunda medición del ritmo cardiaco obtenida por oxímetro comercial.	85
Figura 5.38: Tercera medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.	86
Figura 5.39: Tercera medición del ritmo cardiaco obtenida por el oxímetro comercial.	86
Figura 5.40: Cuarta medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.	87
Figura 5.41: Cuarta medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.	87
Figura 5.42: Quinta medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.	88
Figura 5.43: Quinta medición del ritmo cardiaco obtenida por el oxímetro comercial.	88
Figura 5.44: Colocación del dispositivo en el tobillo derecho del bebé.	90
Figura 5.45: Monitoreo del ritmo cardiaco del bebé desde el celular.....	91
Figura 5.46: Respuesta del ritmo cardiaco en el tobillo del bebé, visto en el osciloscopio.....	91
Figura 5.47: Gráfica del comportamiento de la temperatura corporal del bebé durante la cuarta prueba.	95

Figura 5.48: Gráfica del comportamiento del ritmo cardiaco del bebé durante la cuarta prueba.	95
Figura 5.49: Mediciones correctas obtenidas de la medición de la temperatura corporal del bebé.	96
Figura 5.50: Mediciones correctas obtenidas de la medición del ritmo cardiaco del bebé.	96
Figura 5.51: Comportamiento de la temperatura corporal del bebé durante el tiempo que funcionó correctamente el dispositivo.....	97
Figura 5.52: Comportamiento del ritmo cardiaco del bebé durante el tiempo que funcionó correctamente el dispositivo.	97
Figura 5.53: Mensajes de alerta en twitter generados por la aplicación React de ThingSpeak.	98

Índice de tablas

Tabla 2.1: Función de los pines del MLX90614.....	15
Tabla 5.1: Datos obtenidos durante la primera prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco en un bebé.	66
Tabla 5.2: Datos obtenidos durante la segunda prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco en un bebé.	69
Tabla 5.3: Datos obtenidos durante la tercera prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco del bebé.	72
Tabla 5.4: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.	78
Tabla 5.5: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.	79
Tabla 5.6: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.	80
Tabla 5.7: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.	82
Tabla 5.8: Comparación de precios entre el sistema de monitoreo diseñado y algunos dispositivos comerciales.	90
Tabla 5.9: Datos obtenidos durante la cuarta prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco del bebé.	94

INTRODUCCIÓN

El síndrome de muerte súbita del lactante (SMSL) se define como el fallecimiento repentino e inesperado de un niño menor de un año aparentemente sano, que permanece sin explicación después de una investigación exhaustiva del caso, incluyendo la realización de una autopsia completa, el examen de la escena de la muerte, y la revisión del historial clínico. Ocupa uno de los primeros lugares como causa de muerte durante el primer año de vida, con un pico entre los dos y tres meses de edad. En países desarrollados se ha estimado que hasta 55 % de las muertes en niños menores de un año se debe a este síndrome. En Estados Unidos de Norteamérica ocupa el tercer lugar como causa de muerte, después de las malformaciones congénitas y el peso bajo al nacer asociado con la gestación corta, con una tasa de 0.57 muertes por mil nacidos vivos en 2002, después de una reducción de 53 % en 10 años. En Latinoamérica, la tasa varía entre 0.1 y 5.4; en el año 2000 en México, la tasa se estimó en 0.6. Hasta el momento no se conoce la causa ni el mecanismo de cómo se produce la muerte en este síndrome, sin embargo, se han identificado factores de riesgo relacionados con la madre, el niño y las condiciones en las que duerme el niño: posición boca abajo al dormir, que la madre fume durante el embarazo, que el niño al dormir comparta la cama con un adulto (padre o madre), que la cuna tenga colchón y almohada suaves, y que el niño esté excesivamente arropado mientras duerme [1], [2].

No se conoce bien la causa, pero se relaciona con problemas en el mecanismo del sistema nervioso central que controlan la respiración y el ritmo cardíaco que están implicados en la detección del intercambio de gases durante la respiración, se presenta de forma esporádica y rápida y regularmente no se puede prevenir ni evitar.

Se cree que pueden contribuir factores como el estrechamiento y la inflamación de las vías respiratorias, una deficiencia crónica de oxígeno y una respiración irregular con sucesos de apnea, lo que puede predisponer al bebé a un espasmo de la tráquea y provocar su muerte.

En la mayoría de los casos la apnea, es breve y el bebé aunque no puede respirar no presenta mayor problema, pero durante una apnea prolongada, la falta de oxígeno en el cerebro y el corazón pueden provocar una arritmia cardíaca mortal. Por lo general, la muerte sobreviene rápidamente sin que los bebés lloren o se agiten y con frecuencia nadie se da cuenta del suceso aunque el bebé esté incluso en brazos de sus padres.

A lo largo de los últimos años, se han desarrollado dispositivos para el monitoreo de la temperatura y/o el ritmo cardíaco. Es común encontrar en el mercado dispositivos para medir el ritmo cardíaco a través de un sensor, el cual podrá capturar las señales provenientes del cuerpo humano en forma no invasiva, debido a que utiliza un sensor óptico, y mediante los principios de absorción de luz y la ley de Lambert Beer se tiene los valores de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno en la sangre. El principio de funcionamiento de estos dispositivos está determinado porque la absorción de la sangre a una cierta longitud de onda es dependiente de la saturación de oxihemoglobina. Entonces, al emitir una luz a cierta longitud de onda a través del dedo y recibiendo la cantidad de luz que no fue absorbida en

un receptor diametralmente opuesto al emisor, se puede conocer la cantidad de luz absorbida por el dedo, que es mayoritariamente absorbida por la sangre [3].

Una vez llegado a este punto se presenta un problema, la sangre y por tanto la SaO_2 es pulsátil, por ende, al ser variable esta, no se puede determinar a priori si la variación de la medida es debido a una variación de la variable misma o debido a la pulsatilidad del flujo sanguíneo. Es por esta razón que estos sensores contienen en realidad dos emisores a dos longitudes de diferentes y un receptor, de manera que a una de las longitudes de onda la absorción es muy dependiente de la SaO_2 , y a la otra longitud de onda la absorción teóricamente no varía con la SaO_2 pero si con la cantidad de sangre, es decir, varía con el pulso.

De esta manera se tiene una señal que varía con el pulso y con la SaO_2 , y una señal que varía solamente con el pulso, o sea, se puede modular la primera con la segunda de manera de obtener una lectura permanente de la SaO_2 [4].

Adicionalmente se han diseñado pulseras para medir el ritmo cardiaco. Dentro de esta se instalan una serie de sensores los cuales permiten tomar el ritmo cardiaco de la persona para enviar los datos recabados a un microcontrolador programable, mismo que realizaría el análisis [5], [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [14]. También existen prototipos que utilizan un pequeño imán permanente. Este imán hace contacto con la piel y produce un campo magnético que fluctúa fácilmente en respuesta a las señales de pulso. Estas fluctuaciones son detectadas por un sensor de efecto Hall [15], [16], [17].

Con respecto a la medición de la temperatura y la respiración, se han desarrollado diversos dispositivos que cumplan con ese objetivo. Uno de ellos corresponde a un sensor para la tasa de monitoreo de pulso, ritmo de respiración y movimiento del cuerpo sobre una cama. El colchón se coloca sobre un tablero de madera y se curva ligeramente sobre el mismo. Dejando un pequeño espacio entre el colchón y el pedestal de la cama. Empelando un sensor ultrasónico, el emisor se coloca a un lado de la cabeza, y el receptor obtiene el ultrasonido reflejado en la superficie inferior del colchón. De esta forma, es posible medir parámetros mediante la observación del ultrasonido reflejado, tales como, la respiración, ritmo cardíaco, y el movimiento del cuerpo, como resultado de la vibración del colchón [18].

Asimismo, se ha desarrollado un sistema de vigilancia para la grabación continua de los parámetros fisiológicos. Se compone de un diodo emisor de infrarrojos y un fototransistor instalado en el colchón. Los parámetros fisiológicos se detectan a partir de la señal de intensidad infrarroja registrada. El sistema es insensible a los campos magnéticos y eléctricos ajenos, el habla, o suena otra habitación habitual. El sistema también puede detectar si el paciente ha dejado la cama [19].

En el mercado es posible encontrar diversos dispositivos para el monitoreo de los bebés, que activan una alarma en caso de que se presente una condición anormal en sus signos vitales. Owlet Baby Care es una especie de calcetín que se coloca en el pie del bebé para controlar en todo momento sus constantes vitales. Monitoriza la frecuencia cardíaca y el nivel

de oxígeno. A su vez, está conectado con el smartphone de los padres, quienes pueden ver los valores en la pantalla y ser avisados si ocurre cualquier anomalía [20].

El monitor Angelcare AC401 Deluxe es un sistema que se compone por una placa sensora que se ubica debajo del colchón y que puede detectar cualquier movimiento del bebé. Combina 2 monitores en 1, en un solo sistema combina un monitor de movimientos y uno de sonido de alta calidad. La alarma suena después de 20 segundos de no detectar movimiento alguno, incluso si se detecta que la respiración es muy leve. Funciona con un transformador conectado a la corriente eléctrica o baterías (4 AAA). Además tiene indicador de temperatura de la habitación en la unidad receptora. La unidad de control de los padres funciona con baterías recargables Ni-Cad o con un transformador conectado a la red eléctrica. Los padres pueden estar en otra habitación y escuchar y oír los movimientos de su bebé, además dispone de controles de temperatura para la habitación del bebé [21].

Mimo Smart Baby Monitor (MIMO) es un dispositivo que utiliza la mejor tecnología de sensores disponibles para monitorear la respiración del bebé, así como la posición de su cuerpo, la temperatura, el nivel de actividad para dormir, y si están dormidos. Proporciona alertas y envía informes cada noche durante el sueño del bebé, y además utiliza un smartphone para conectar a todos sus cuidadores y mantenerse conectados [22].

Sproutling es una especie de tobillera o muñequera confeccionada pensando en la higiene del bebé (el sensor se puede sacar de la banda hecha de silicona hipoalergénica para que se pueda lavar con facilidad) por la que se puede monitorizar el sueño y la actividad de los bebés. También permite conocer otras variables corporales de los pequeños como pueden ser su ritmo cardíaco, temperatura, posición en la cuna y hasta su estado de ánimo. Además tiene en su interior un sensor de proximidad que detecta si se ha soltado de la pierna del bebé, y avisar en consecuencia. Toda la información se transmite a una aplicación previamente descargada por los padres que cuenta con una tecnología de aprendizaje que va asimilando hábitos, para entender qué situaciones están dentro de lo normal, y también está alerta por si los responsables llevan demasiado tiempo sin observar al bebé. Además esta aplicación tiene la posibilidad de reconocer diferentes bandas. Sproutling, es decir, es posible tener varios niños cuantificados al mismo tiempo. Otra novedad es que esta tobillera es recargable de forma inalámbrica mediante una estación de carga inalámbrica que a su vez contiene el sensor de luz ambiental [23].

Debido a que la muerte de cuna ocupa uno de los primeros lugares como causa de muerte durante el primer año de vida y además es un problema bastante difícil de detectar, surge la necesidad de desarrollar un dispositivo hipoalergénico que pueda ayudar a detectar problemas cardíacos y respiratorios en lactantes, con el objetivo de contrarrestar el síndrome de muerte súbita del lactante, evitar su muerte y asimismo mejorar la calidad de vida, tanto de los bebés como de los padres de familia. Y además es de gran importancia ya que impulsa al desarrollo de nueva tecnología en el país. Para llevar a cabo este proyecto se debe cumplir con los objetivos que se mencionan a continuación:

Objetivo general:

“Diseñar y construir un dispositivo de tobillo para monitoreo de pulso y temperatura en bebés”.

Objetivos específicos:

1. Estudio de la radiación de cuerpo negro.
2. Estudio de la fisiología de un bebé para poder monitorear el pulso en su tobillo.
3. Diseño e instrumentación de un termómetro optoelectrónico.
4. Diseño e instrumentación de un sensor optoelectrónico de pulso para tobillo.
5. Diseño e instrumentación de un sistema de comunicación Wi-Fi para el sistema de monitoreo.
6. Desarrollo del software para el sistema de monitoreo.
7. Pruebas del dispositivo integrado.

La tesis se encuentra organizada en 5 capítulos, cuyo contenido se describe a continuación. En el capítulo 1 se presenta una descripción general del sistema, se describe el funcionamiento y la aplicación del mismo. Además se contemplan algunos fundamentos teóricos que sirven de sustento para el diseño e instrumentación del prototipo.

En el capítulo 2 se explica el hardware del sistema, que incluye el diseño e instrumentación del sensor optoelectrónico de pulso y temperatura, el diseño de la tarjeta de circuito impreso, el diseño del dispositivo de tobillo y una conclusión del capítulo.

El capítulo 3 muestra una descripción del firmware del sistema, donde se detalla la metodología para realizar el programa que sirve para la etapa de acondicionamiento del sensor optoelectrónico de pulso y la lectura del sensor de temperatura, asimismo el procesamiento de las señales de ambos sensores para la transmisión inalámbrica y una conclusión del respectivo capítulo.

En el capítulo 4 se habla sobre la comunicación Wi-Fi del sistema, se detalla el envío de los datos a internet, los cuales corresponden al ritmo cardíaco y la temperatura corporal, además el uso de la aplicación para Android en donde se puede hacer el monitoreo de la lectura de los sensores a través de gráficas en tiempo real. Posteriormente una conclusión sobre el apartado.

El capítulo 5 contiene los resultados experimentales, la implementación de los sensores y el módulo Wi-Fi, asimismo los resultados obtenidos al implementar el sistema completo. Al final se presenta las conclusiones generales del proyecto, aportaciones y recomendaciones para futuras investigaciones.

CAPÍTULO 1. DESCRIPCIÓN GENERAL DEL SISTEMA

El presente proyecto propuesto, se refiere al diseño e instrumentación de un prototipo para la medición automática de los siguientes parámetros biométricos: temperatura y pulso en bebés. Este dispositivo será lo suficientemente pequeño como para que pueda ser utilizado por el bebé sin presentar molestias; se propone colocar el prototipo diseñado en el tobillo de una manera cómoda y ligera, destacando que este dispositivo debería tener características hipoalergénicas. El dispositivo se comunicará con dispositivos electrónicos (teléfono, tablet o computadora) a través de una comunicación Wi-Fi. Por tanto, se prevé que la tobillera sea inicialmente de uso casero, es decir, con un alcance de comunicación inalámbrica alrededor de los 10 a 15 metros.

Resultados esperados:

- Como resultados esperados se obtendrán los siguientes:
- Un termómetro optoelectrónico.
- Un sensor optoelectrónico de pulso para tobillo.
- Un sistema de comunicación Wi-Fi para el sistema de monitoreo.
- Software para el dispositivo el sistema de monitoreo.

El diagrama del dispositivo de tobillo para monitoreo de pulso y temperatura en bebés se muestra en la fig. 1.1. El funcionamiento del sistema será el siguiente: el usuario podrá estar monitoreando los parámetros biomédicos (temperatura y pulso) del bebé desde cualquier dispositivo móvil o computadora con Wi-fi, a partir de los datos transmitidos de manera inalámbrica por la interfaz Wi-fi, la cual estará recibiendo la información en tiempo real de la temperatura y el pulso proporcionados por los sensores optoelectrónicos.

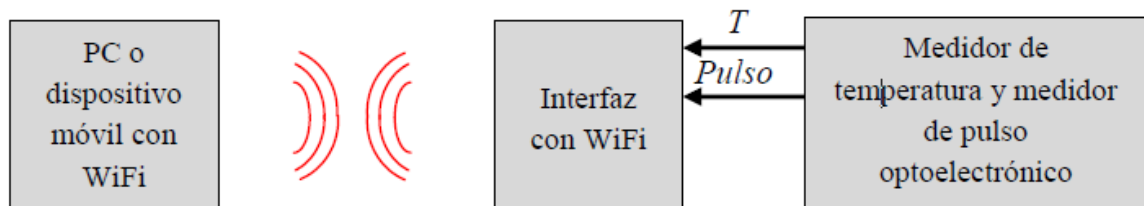


Figura 1.1: Diagrama general del sistema.

1.1 Radiación de cuerpo negro

Se llama radiación térmica, a la radiación emitida por un cuerpo como consecuencia de su temperatura. Todos los cuerpos emiten esta radiación a su alrededor, y la absorben de él. Si, en un principio, el cuerpo está más caliente que su alrededor, se enfriará, ya que la rapidez con que emite energía excederá la rapidez con que la absorbe. Cuando se alcanza el equilibrio térmico la rapidez de emisión y la de absorción de energía serán iguales. La materia en un estado condensado (es decir, sólido o líquido) emite un espectro de radiación continuo. Los detalles del espectro son casi independientes del material particular del cual se compone

el cuerpo, pero dependen fuertemente de la temperatura. A temperaturas ordinarias, la mayoría de los cuerpos son visibles no por la luz que emiten sino por la luz que reflejan, ya que si no se hace incidir luz sobre ellos no es posible verlos. Sin embargo, a muy altas temperaturas, los cuerpos son luminosos por sí mismos. En un cuarto oscuro se les puede ver brillar; pero a temperatura ambiente, más del 90% de la radiación térmica emitida es invisible para nosotros, y correspondiente al infrarrojo del espectro electromagnético.

La relación que existe entre la temperatura de un cuerpo y el espectro de frecuencias de la radiación emitida, se utiliza en un dispositivo llamado pirómetro óptico. Este dispositivo es esencialmente un espectrómetro rudimentario que permite al operador estimar la temperatura de un cuerpo caliente, como una estrella, observando el color o la composición de frecuencias de la radiación térmica que emite. Existe un espectro continuo de radiación emitida, pero el ojo humano ve principalmente el color correspondiente a la emisión más intensa en la región visible. El sol, los filamentos de focos y carbones calientes, son ejemplos comunes de objetos que emiten radiación visible.

En términos generales, la forma detallada del espectro de radiación térmica emitida por un cuerpo caliente, depende de la composición del mismo. Sin embargo, experimentalmente se encuentra que solo hay una clase de cuerpos que emiten espectros térmicos de características universales. Estos son los llamados *cuerpos negros*, es decir, cuerpos cuyas superficies absorben toda la radiación térmica que incide sobre ellos. El nombre resulta apropiado puesto que dichos cuerpos no reflejan luz y, por tanto, se ven negros. Un ejemplo de un (casi) cuerpo negro, sería *cualquier* objeto cubierto con una capa difusa de pigmento negro, como negro-bismuto o negro-humo. Más adelante se describió otro ejemplo bastante diferente. Independientemente de los detalles de su composición, *todos* los cuerpos negros a la misma temperatura emiten radiación térmica con el mismo espectro. Este hecho general se puede entender en base a argumentos clásicos que implican el equilibrio termodinámico. Sin embargo, la forma específica del espectro no puede obtenerse solamente de argumentos termodinámicos. Las propiedades universales de la radiación emitida por cuerpos negros los hacen objeto de un interés teórico especial y los físicos siempre trataron de encontrar una explicación a las características específicas de su espectro.

La distribución espectral de la radiación de un cuerpo negro se especifica por la cantidad $R_T(\nu)$, llamada radiación espectral, definida tal que $R_T(\nu) d\nu$ es igual a la energía emitida en forma de radiación con frecuencias en el intervalo entre ν y $\nu + d\nu$ de un área unitaria de la superficie a temperatura absoluta T y por unidad de tiempo. En 1899, Lummer y Pringsheim realizaron una de las primeras mediciones precisas de esta cantidad. Utilizaron un instrumento esencialmente similar a los espectrómetros de prisma utilizados para medir espectros ópticos, excepto que para los prismas, lentes, etc, se utilizaron materiales especiales, de manera que fueran transparentes a la radiación térmica de frecuencia relativamente baja. En la fig.1.2 se indica la dependencia de $R_T(\nu)$ con T y ν que se observa en los experimentos.

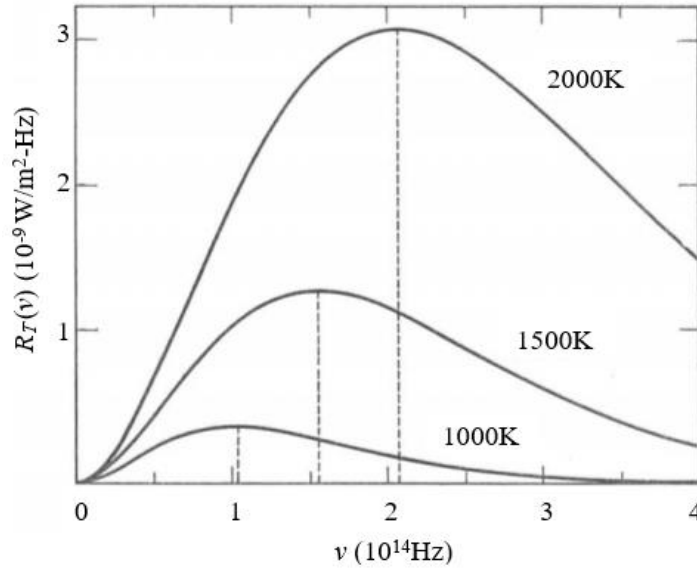


Figura 1.2: Radiación espectral de un cuerpo negro radiante como función de la frecuencia de radiación.

En la fig. 1.2 se muestra la radiación espectral para temperaturas de 1000K y 2000K del cuerpo radiante. Obsérvese que la frecuencia a la que ocurre la máxima radiancia (línea punteada), aumenta linealmente conforme la temperatura aumenta y que la potencia total emitida, por metro cuadrado del cuerpo radiante (área bajo la curva), aumenta muy rápidamente con la temperatura.

Por inspección de la fig. 1.2 se puede verificar que esta frecuencia aumenta, conforme la temperatura aumenta. La potencia total radiada, en todas las frecuencias, aumenta conforme la temperatura aumenta, pero más rápidamente que en forma lineal. La potencia total radiada a una temperatura particular, se obtiene sencillamente del área bajo la curva correspondiente a esa temperatura, $\int_0^{\infty} R_T(\nu) d\nu$ es la potencia radiada en el intervalo de frecuencias comprendido entre ν y $\nu + d\nu$.

La integral de la radiancia espectral $R_T(\nu) d\nu$ sobre toda ν , es la energía total emitida de un cuerpo negro a temperatura T , por unidad de tiempo y por unidad de área. Se le llama la *radiancia* R_T , es decir,

$$R_T = \int_0^{\infty} R_T(\nu) d\nu \quad (1.1)$$

Como se mencionó en el estudio relacionado con la fig. 1.2, R_T aumentaría rápidamente a medida que la temperatura aumenta. El resultado se conoce como ley de Stefan, y fue enunciada por primera vez en 1879, en forma de una ecuación empírica:

$$R_T = \sigma T^4 \quad (1.2)$$

Donde:

$$\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \frac{W}{m^2 K^4} \quad (1.3)$$

Donde σ es llamada constante de Stefan-Boltzmann. En la fig. 1.2 también se muestra que el espectro se desplaza hacia frecuencias mayores a medida que T aumenta. Este resultado se conoce como ley de desplazamiento de Wien:

$$\nu_{m\acute{a}x} \propto T \quad (1.4)$$

Donde: $\nu_{m\acute{a}x}$ es la frecuencia para la cual $R_T(\nu)$ alcanza su valor máximo para una T particular. A medida que T aumenta, $\nu_{m\acute{a}x}$ se desplaza hacia frecuencias mayores. Todos estos resultados concuerdan con las experiencias ya conocidas que se analizaron anteriormente, a saber; que la radiación térmica emitida aumenta rápidamente con la temperatura, (la barra de hierro radía mucha más energía térmica a temperaturas más altas), y la frecuencia principal de la radiación también aumenta, conforme la temperatura aumenta (la barra cambia de color, de rojo opaco a blanco azulado).

Otro ejemplo de un cuerpo negro, como se verá resultado particularmente importante, consiste en un objeto que contiene una cavidad y que se comunica con el exterior por medio de un pequeño agujero como se muestra en la fig. 1.3. La radiación del exterior que incide sobre el agujero, penetra en la cavidad y se refleja hacia todos sentidos en las paredes de la cavidad de modo que eventualmente se absorbe en estas paredes. Si el área del agujero es muy pequeña, comparada con el área de la superficie interna de la cavidad, la radiación reflejada hacia el exterior a través del agujero será despreciable. Esencialmente, toda la radiación que incide sobre el agujero será absorbida, por lo tanto, el *agujero* tendrá todas las propiedades de la superficie de un cuerpo negro. La mayoría de los cuerpos negros que se utilizan en los experimentos de laboratorio, se construyen a lo largo de estas líneas.

Supóngase que las paredes de la cavidad se calientan a una temperatura T , de modo que emitirán radiación térmica que llenará la cavidad. Una pequeña fracción de esta radiación, que incida en el agujero, pasará por él, y así el agujero actuará como emisor de radiación térmica.

Como el agujero debe tener las propiedades de la superficie de un cuerpo negro, la radiación que emite debe tener el espectro de un cuerpo negro; sin embargo, como el agujero simplemente muestrea la radiación térmica dentro de la cavidad, resulta evidente que la radiación en la cavidad también debe tener un espectro de cuerpo negro. De hecho, debe tener un espectro de cuerpo negro característico de la temperatura T en las paredes, ya que ésta es la única temperatura que se define en el sistema. El espectro emitido por el agujero en la cavidad, se especifica en términos del flujo de energía $R_T(\nu)$. Sin embargo, resulta más útil especificar el espectro de la radiación dentro de la cavidad, llamada radiación de la cavidad, en términos de una densidad de energía, $\rho_T(\nu)$, que se define como la energía contenida en una unidad de volumen de la cavidad a temperatura T , en el intervalo de frecuencia entre ν y $\nu + d\nu$. Es evidente que estas cantidades deben ser proporcionales entre sí, es decir,

$$\rho_T(\nu) \propto R_T(\nu), \quad (1.5)$$

Por lo tanto, la radiación dentro de una cavidad cuyas paredes están a temperatura T , tiene el mismo carácter que la radiación emitida por la superficie de un cuerpo negro a temperatura T . Experimentalmente, resulta conveniente producir un espectro de cuerpo negro, por medio de una cavidad en un cuerpo caliente con un agujero hacia el exterior, y teóricamente también es conveniente estudiar la radiación de un cuerpo negro, analizando la radiación de una cavidad, ya que es posible aplicar argumentos muy generales para predecir las propiedades de la radiación de una cavidad.

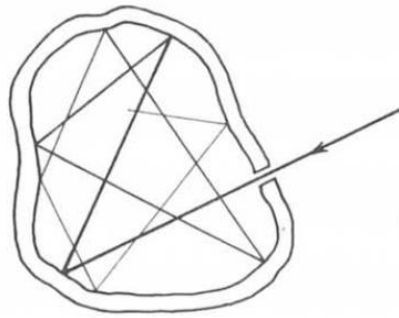


Figura 1.3: Cavidad en un cuerpo comunicada con el exterior por medio de un pequeño agujero.

La radiación incidente sobre el agujero es absorbida completamente después de reflexiones sucesivas en las paredes internas de la cavidad. El agujero absorbe radiación como un cuerpo. En el proceso inverso, por medio del cual la radiación que sale por el agujero se constituye por contribuciones emitidas de la superficie interna, el agujero emite radiación como un cuerpo negro [24].

1.2 Signos vitales

La palabra vital significa “necesario para la vida”, y los signos vitales son, sencillamente, signos de vida. Revisarlos es una rutina de todos los exámenes médicos. Los signos vitales revelan algunos hechos importantes que el médico quiere conocer, y son una base importante para cualquier valoración médica. Existen cuatro signos vitales:

- El pulso, se refiere al número de pulsaciones por minuto.
- La presión arterial, es decir, la medición de cuánto trabaja el corazón para bombear la sangre.
- Ritmo respiratorio o el número de respiraciones por minuto.
- La temperatura del cuerpo.

Por lo general, el personal médico se refiere a los signos vitales de alguien como si fueran un espejo que refleja todos los sistemas que mantienen el cuerpo en movimiento. Claro que no significa que es todo, pero cuando se ven en conjunto, revelan el estado general de

salud del individuo. Tomar los signos vitales en intervalos regulares es una parte muy importante del expediente de salud del bebé [25].

Los pulsioxímetros dan al médico un indicador no-invasivo del estatus cardiorrespiratorio del paciente. Su uso es de forma cotidiana en cuidados intensivos, salas de recuperación y durante la aplicación de anestesias; sin embargo, otras áreas de la medicina las emplean también tales como: guardias generales, salas operatorias, de emergencia, de nacimiento y cuidado neonatal y transporte de pacientes.

El principio del funcionamiento del pulsioxímetro se basa en que la luz emitida de dos diodos LED a diferentes longitudes de onda típicamente 650nm (rojo) y 805nm (infrarrojo) pasa a través del tejido y es sentido por un fotodiodo que responde en el mismo ancho de banda. Entonces en el instante que la luz se emite por los diodos, esta se absorbe por el tejido, huesos, sangre arterial y venosa. Por otro lado, cuando el corazón bombea sangre oxigenada al tejido, el instrumento ignora todas las absorciones en el mismo en estado estacionario y mide solamente la absorción en el tejido que es expandido por la presión del pulso.

La función del pulsioxímetro se ve afectada por muchas variables, por ejemplo, luz ambiental, ruido, niveles anormales de hemoglobina, función del ritmo y promedio de pulso cardiaco [26], [27].

Hay dos geometrías transmisor/sensor que se pueden utilizar. En la primera el modo de transmisión es el siguiente: la fuente de luz y el sensor se encuentran en lados opuestos del tejido que está siendo medido; la luz atraviesa el tejido. En el segundo modo, que es el reflectivo, el sensor y la fuente de luz se encuentran en la misma superficie del cuerpo (puede ser el pecho), y la luz se refleja desde el tejido. El utilizado en este trabajo es un sensor que opera en el modo reflectivo. El sistema de desarrollo del pulsioxímetro se implementa con base en programación gráfica, lo cual genera avances significativos para la captura y procesamiento de la información almacenada en la computadora, ya que con esto se evita la programación elaborada de formatos y funciones escritas complicadas. Además, permite su comparación con otras bases de datos almacenadas de los pacientes clínicos tratados previamente; no siendo estos posible que con el equivalente de los costos empleados para la generación de este sistema de desarrollo se pueda adquirir equipo comercial que proporcione los mismos servicios [26].

1.2.1 Propiedades físicas de la luz en su interacción con el tejido.

Cuando se analiza todo el rango del espectro electromagnético, que corresponde con la luminoterapia, se observa que a mayor frecuencia, o menor longitud de onda, la capacidad de penetración es menor. Quiere decir que las radiaciones de mayor frecuencia y menor longitud de onda, tienen su máxima absorción en las capas superficiales de la piel. De las longitudes de onda que corresponden a la región ultravioleta, solo la radiación UV-A pasa por la lámina basal de la epidermis hacia la dermis.

Por su parte, las frecuencias más bajas o longitudes de onda más altas, como las que corresponden a la región infrarroja, tienen una menor absorción a nivel de las capas superficiales, por tanto, una mayor transmisión y mayor penetración. Estas longitudes de onda pueden, incluso, atravesar la piel y llegar al tejido celular subcutáneo. En este sentido, la mayor profundidad de penetración con la luminoterapia, se obtiene con longitudes de onda entre 800 y 950nm, que corresponde al infrarrojo cercano. La cantidad de radiación que atraviesa la piel con estas longitudes de onda puede llegar a ser y tener una influencia directa por debajo de esta, ver fig. 1.4. Este esquema varía en dependencia de factores como la raza, el tipo de piel, y el estado metabólico, entre otros [28].

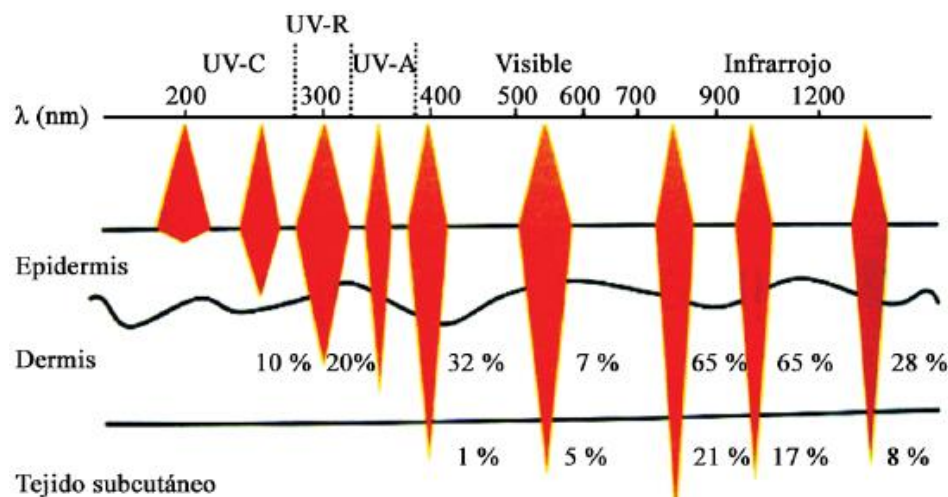


Figura 1.4: Rangos de profundidad de penetración en correspondencia con la longitud de onda de la radiación aplicada sobre la piel.

En la fig. 1.5 se muestran las formas de onda de absorción de luz de la hemoglobina con oxígeno y sin oxígeno en función de la longitud de onda del haz incidente. Como puede apreciarse, se tiene un mínimo de absorción de luz de la hemoglobina oxigenada en el rango de los 700nm, que es un valor muy cercano al color rojo mientras que en la hemoglobina sin oxígeno se tiene un mínimo alrededor de los 870nm, que es un valor muy cercano al infrarrojo.

Los oxímetros utilizan el LED rojo e infrarrojo para detectar el ritmo cardiaco y el nivel de oxígeno en la sangre, precisamente por las características de absorción de la hemoglobina con y sin oxígeno. La hemoglobina desoxigenada permite pasar más luz infrarroja a través de ella y absorbe luz roja, mientras que la hemoglobina altamente oxigenada permite pasar más luz roja a través de ella, y absorbe más luz infrarroja. Así, el oxímetro sensa y calcula cierta cantidad de luz en esas longitudes de onda, siendo estas proporcionales a la saturación de oxígeno (o desaturación) de la hemoglobina.

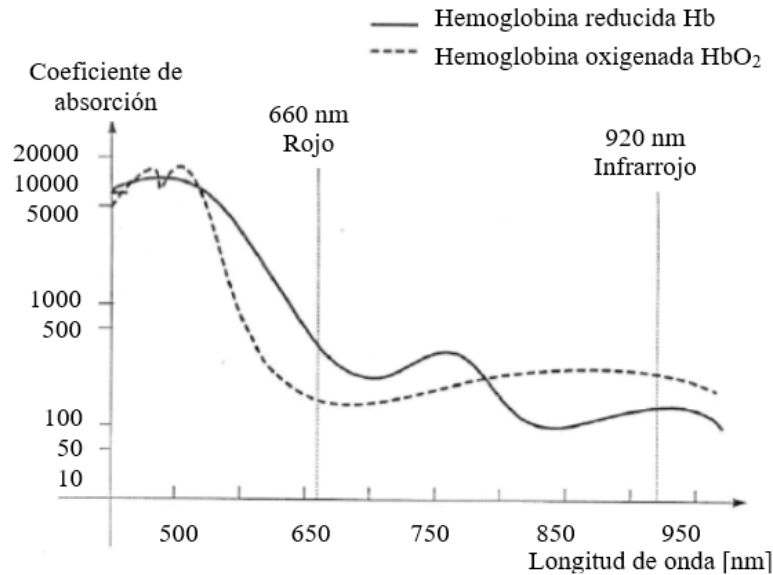


Figura 1.5: Gráfica de absorción de luz de la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada [29].

Así, la luz es parcialmente absorbida por la hemoglobina, en cantidades que difieren dependiendo de qué tan saturado o no saturada se encuentra con el oxígeno. El oxímetro depende de un flujo pulsátil y puede ser capaz de no funcionar correctamente si existe por ejemplo vasoconstricción [27].

Al incidir un haz de luz roja sobre el dedo índice de una persona, la absorción de luz de la hemoglobina cambia dependiendo del nivel de oxigenación, esto se detecta mediante un sensor óptico y debido a que con cada contracción del corazón se genera un cambio de oxigenación en la sangre, se puede establecer el ritmo cardiaco de una persona, a este principio se le denomina fotopletismografía. La fotopletismografía es una técnica de medición de la variación del volumen de la sangre en una arteria mediante la medición de la absorción de luz.

1.2.2 Onda de presión arterial

Para la detección del ritmo cardiaco, la pletismografía se basa en el hecho de que si una cantidad de luz es transmitida de forma constante sobre un lecho vascular que lleva el pulso cardiaco, cuando la cantidad de sangre es menor (diástole) entonces la luz transmitida es mayor en comparación que cuando la cantidad de sangre es mayor (sístole). Además de la sangre se tienen otros factores que influyen en la transmisión de luz como lo son los tejidos, sin embargo, dado que estos elementos absorben una cantidad constante de luz, no influyen en la señal del ritmo cardiaco.

La onda de presión es el resultado del súbito golpe causado por la eyección de la sangre procedente del ventrículo sobre la pared de la aorta, y que se puede medir mediante un transductor de presión. La onda de presión arterial se transmite a través de la columna de sangre aórtica y de la pared arterial a una velocidad cercana a 4-6 m/seg., es decir, cerca de 20 veces más rápido que la media de la velocidad del flujo sanguíneo.

La onda de presión, por lo tanto, no tiene una relación directa con el flujo y en teoría podría formarse completamente si en lugar de un fluido hubiera, por ejemplo, aire. Por lo cual, el registro de la presión arterial es más sencillo que el del flujo sanguíneo, y su análisis, al igual que el del obtenido mediante pletismografía, puede dar una información muy valiosa sobre los eventos que ocurren en la circulación periférica.

De una manera muy simple podemos decir que la curva de la presión arterial representa el cambio de la presión arterial a lo largo del ciclo cardíaco. Cuando el ventrículo izquierdo se contrae y se abre la válvula aórtica, se produce un paso brusco de sangre a la aorta, que eleva su presión interna. Cuando el flujo cesa, la presión aórtica disminuye. Desde la aorta, la onda de presión se desplaza a través de las paredes arteriales hacia la periferia y sufre ciertas modificaciones.

Cuando el ventrículo comienza la contracción con la válvula aórtica cerrada (contracción isovolumétrica) puede existir una pequeña elevación de la presión que es inmediatamente seguida, tras la abertura aórtica, de un rápido ascenso de la presión aórtica. Esta elevación sistólica aparece a continuación de la onda R del electrocardiograma (ECG) y se produce por la distensión brusca de la aorta, por lo que su pendiente se reduce progresivamente a medida que el flujo sistólico cae, la aorta distendida acepta un mayor volumen de sangre y parte de esa sangre abandona la aorta por su extremo distal. Llega un momento en el que la combinación de estos factores hace que la presión se estabilice y, a continuación, comience a descender. La elevación progresiva con el pico de presión sistólico es denominada por algunos autores como onda anacrótica⁶. El descenso de presión implica que la presión ventricular es inferior a la presión aórtica, circunstancia que facilita la aparición de un flujo retrógrado aortoventricular que cesa súbitamente con el cierre de la válvula aórtica. Esto origina un rebote de presión en la aorta que da lugar a una pequeña onda llamada onda dicrótica, que a su vez hace aparecer una incisura denominada incisura dicrótica entre la pendiente de caída inicial y la onda dicrótica. El cierre de la válvula supone el inicio de la diástole ventricular. Durante esta fase, que aparece junto con la onda T del ECG, la presión desciende progresivamente a medida que la sangre abandona la aorta, manteniendo una pendiente más suave que durante el ascenso. Aunque en ocasiones la pendiente total sea negativa, se produce una pequeña ondulación llamada onda diastólica, cuyo origen encontramos en la resistencia al flujo ofrecida por las paredes arteriales y que se hace más patente en personas jóvenes y en arterias periféricas (que acumulan mayores resistencias), tendiendo a desaparecer en las situaciones opuestas. El final de la rama diastólica marca la presión mínima del ciclo cardíaco y se corresponde con el final de la diástole.

Existe un desajuste entre la curva del ECG y la onda de presión que se hace mayor cuanto más periférico sea el lugar de medición. Este distanciamiento se debe a la suma del

tiempo de despolarización ventricular, el período de contracción ventricular isovolumétrica, la abertura de la válvula aórtica, el tiempo de eyección, la transmisión de la onda de presión desde la aorta hasta el punto de medición y el tiempo de respuesta del sistema catéter-tubuladura-transductor-monitor. En conjunto, este alejamiento es de 120-180 milisegundos para la arteria radial y mayor aún para la arteria pedia [30].

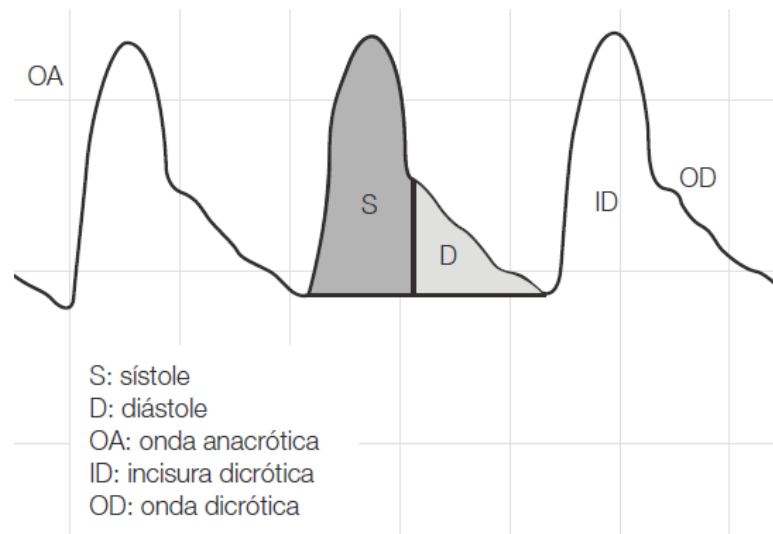


Figura 1.6: Morfología normal y componentes de la onda de presión arterial [30].

En la fig. 1.6 se muestra los componentes de la onda de presión, la cual está formada por una línea ascendente que corresponde al pico de la presión sistólica, a continuación la onda inicia una línea descendente debido a la pequeña incisura causada por el cierre de la válvula aórtica, la incisura dicrótica, marcando el final de la sístole ventricular. Durante la diástole la presión disminuye, y por lo tanto, la onda continúa disminuyendo hasta que la pared aórtica retrocede empujando la sangre hasta la periferia, este es el final de la diástole y de la onda [31].

1.2.3 El pulso

El pulso es el número de latidos del corazón por minuto y es lo mismo que el ritmo cardíaco. De hecho, cuando se siente el pulso de alguien, se está sintiendo como se expande y disminuye momentáneamente una arteria cada vez que late el corazón, cómo se inyecta la sangre a los vasos sanguíneos. Con cada latido el corazón bombea sangre a todo nuestro cuerpo con las sustancias necesarias para mantener nuestras células saludables. Si el corazón no funciona correctamente, la persona corre serios riesgos de salud. La medición del pulso proporciona información importante acerca del estado de salud de una persona [32]. El pulso se puede sentir atrás de las rodillas; en la parte interna del tobillo, justo atrás de la prominencia alargada del hueso; arriba de la superficie del pie; en la parte profunda de la ingle; o en cualquier lado cerca de la superficie del cuerpo por donde pase una arteria larga.

El lugar más conveniente para tomar el pulso es la muñeca. Sin embargo, en los bebés menores de dos años, es más confiable donde se producen sus latidos cardiacos [25].

1.3 Medición del pulso en un bebé

Existen varias maneras de medir las pulsaciones de una persona. En niños menores de un año, se recomienda tomar el pulso radial o pedio. En niños mayores al año, se pueden utilizar las arterias que pasan por la muñeca, el cuello (carótida) o la ingle. Los parámetros normales para recién nacidos son de 100 a 160 latidos por minuto. Para niños de hasta diez años, entre 70 y 120 pulsaciones. Es importante mencionar que no se debe tomar el pulso con el pulgar, los dedos que se utilizan son el anular y el mayor juntos [32].



a)



b)



c)



d)

Figura 1.7: a) Pulso humeral, b) Pulso femoral, c) Pulso pedio, d) Pulso radial.

En la fig. 1.7 se identifica cuatro formas distintas de tomar el pulso en un bebé: (a) Pulso en el brazo. Se llama “pulso humeral”, al que se toma en el brazo a la altura del húmero. (b) Pulso femoral en bebés. Cuando se dificulte la toma del pulso en el brazo o la carótida, se puede utilizar la arteria que pasa por la ingle de la persona. (c) El pulso pedio se toma en el pie. Si el cuello o los brazos no están al alcance para monitorear el pulso, se utiliza una arteria que se encuentra cerca de la piel en el empeine. (d) Pulso radial. El pulso radial es el que se detecta a la altura de la muñeca de la persona.

La frecuencia normal del pulso varía con la edad y con su estado clínico, así a menor edad mayor frecuencia del pulso. El incremento en la frecuencia del pulso puede indicar excitación, fiebre, insuficiencia cardiaca congestiva o disritmias. La bradicardia puede ser un signo de bloqueo cardiaco o toxicidad por digital. Un pulso irregular puede ser sugestivo de disritmias pero se debe tener cuidado de no confundirla con a arritmia sinusal en la que se produce una aceleración de la frecuencia cardiaca con la inspiración, lo cual es normal y acentuado en los niños. En los neonatos prematuros los pulsos son saltones por la disminución del tejido subcutáneo y porque muchos tienen asociada una persistencia del conducto arterioso [33].

El pulso se vuelve más rápido cuando la persona hace ejercicio o está nerviosa, asustada o tiene calentura. Por regla general, el pulso aumenta 20 latidos por minutos por cada grado (°C) que sube la calentura.

A una persona muy enferma, se le debe tomar el pulso seguido y apuntarse junto con los datos de la temperatura y respiración.

Es importante fijarse en los cambios del pulso. Por ejemplo:

- Un pulso débil y rápido puede indicar un estado de choque.
- Un pulso muy rápido, muy lento o irregular puede ser señal de una mal del corazón.
- Un pulso relativamente lento en una persona con mucha calentura puede indicar tiroides [34].

1.4 Temperatura corporal del bebé

La temperatura corporal normal en los niños varía entre 36°C (96.8°F) y 37°C (98.6°F). Cualquier temperatura superior a 37.7°C (100°F) se considera fiebre. El primer indicio puede ser la frente caliente, pero para mayor precisión se debe tomar la temperatura del niño con un termómetro, y luego volvérsela a tomar a los 20 minutos [35].

1.5 Conclusiones

Con base al estudio de la radiación de cuerpo de cuerpo negro se logró comprender la relación que existe entre la temperatura de un cuerpo y el espectro de frecuencias de la radiación emitida por el mismo, de esta manera se pensó en el tipo de sensor que se emplearía para medir la temperatura corporal. Además, analizando el principio de funcionamiento de un pulsioxímetro y de la fotoplethysmografía, se propuso el diseño del sensor optoelectrónico de pulso.

CAPÍTULO 2. HARDWARE

Una vez que se tienen estudiados los principios teóricos, se procede a elaborar una propuesta para la detección de la temperatura corporal y el ritmo cardiaco, a través de métodos no invasivos, empleando sensores optoelectrónicos. Las señales de los sensores se procesarán por una tarjeta de adquisición para poder enviarlos a internet vía Wi-Fi. El diagrama general del hardware del sistema se representa en la fig. 2.1.

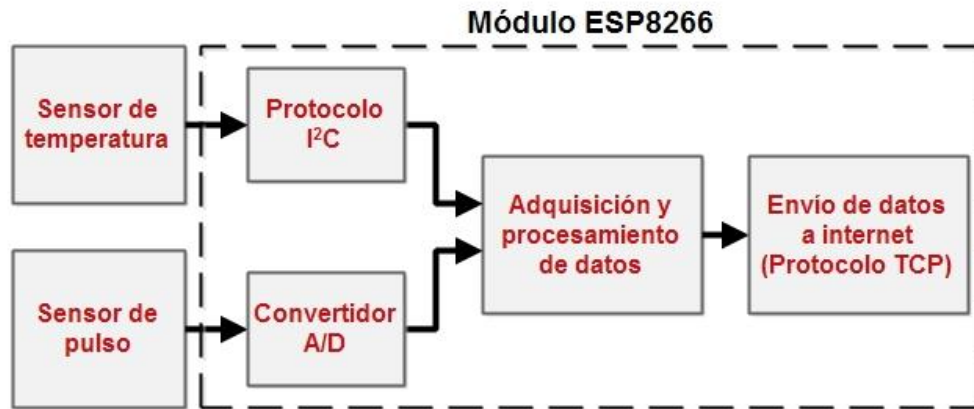


Figura 2.1: Diagrama a bloques que representa el hardware del sistema.

2.4 Instrumentación del sensor optoelectrónico de temperatura

Para poder monitorear la temperatura del bebé, se propuso el sensor infrarrojo MLX90614, debido a que permite obtener la temperatura del objeto a sensor sin tener contacto directo con él y además porque el tamaño del sensor es el adecuado para la aplicación que se le dará. El encapsulado del sensor se muestra en la fig. 2.2 a). La vista inferior del sensor y la descripción de los pines se muestra en la fig. 2.2 b). El sensor tiene características y ventajas muy importantes, las cuales se describen a continuación.

2.4.1 Características del sensor MLX90614

- El MLX90614 es termómetro sin contacto de bajo costo, listo para usar, proporcionado por Melexis. Con datos de salida linealmente dependientes de la temperatura del objeto, con alta precisión y resolución extendida.
- La alta estabilidad térmica del MLX90614-xCx hace esta parte muy adecuada en aplicaciones donde las fuentes de calor secundarias pueden calentar el sensor. Estos sensores también tienen un tiempo de estabilización muy corto en comparación con

otros tipos de sensores de termopila, que es de importancia si se necesita una medición precisa en condiciones donde la temperatura ambiente puede cambiar rápidamente.

- El MLX90614 soporta personalización versátil para una amplia gama de temperaturas, fuentes de alimentación y frecuencias de actualización.
- El usuario puede programar la corrección de emisividad interna para objetos con una emisividad baja. Un mecanismo incorporado de verificación y corrección de errores proporciona una alta fiabilidad de la memoria.
- Los sensores se encuentran en un paquete TO39 estándar para ambos termómetros infrarrojos, de una y de doble zona. El termómetro puede utilizar dos encapsulados diferentes para una mayor cobertura de aplicaciones.
- El bajo consumo de energía durante el funcionamiento y el bajo consumo de corriente durante el modo de sueño hacen el termómetro ideal para aplicaciones móviles.
- La interfaz del sensor digital puede ser un PWM de encendido y medición, o un protocolo compatible SMBus de mayor acceso. Los sistemas con más de 100 dispositivos pueden ser contruidos con sólo dos líneas de señal. Las mediciones de temperatura del de zona dual sin contacto están disponibles a través de una sola línea (PWM extendido).
- Una función de relé térmico extiende aún más la fácil implementación de una amplia variedad de prevención de congelación/ebullición y sistemas de alerta, así como los termostatos (no se necesita MCU).

2.4.2 Precisión médica

Es muy importante para el diseño de aplicaciones, entender que la precisión solamente está garantizada cuando el sensor está en equilibrio térmico y en condiciones isotérmicas (no hay diferencias de temperatura a través del encapsulado del sensor). La precisión del termómetro puede ser influenciada por las diferencias de temperatura inducidas en el encapsulado inducida por causas como (entre otros): electrónica caliente (calentadores/enfriadores) detrás o al lado del sensor o cuando el objeto medido está tan cerca del sensor que calienta el encapsulado del termómetro.

Este efecto es especialmente relevante para los termómetros con un pequeño campo de visión (FOV) como el xxC y xxF, puesto que la energía recibida por el sensor desde el objeto se reduce.

NOTA: Con el fin de tener la mayor señal posible y un mejor rendimiento, se selecciona una mayor ganancia del amplificador para el tipo de dispositivos MLX90614DCx. Esto eventualmente limitaría la temperatura máxima del objeto (debido a la sobrecarga del ADC) a aproximadamente 200 °C.



Figura 2.2: a) Sensor MLX90614, b) Vista inferior del sensor.

Nombre del Pin	Función
SCL/Vz	Entrada de reloj serial para el protocolo de comunicaciones de 2 líneas. Un Zener de 5.7V está disponible en este pin para la conexión de un transistor bipolar externo hacia el MLX90614Axx para alimentar el dispositivo con una fuente externa de 8...16V.
SDA/PWM	Entrada/salida digital. De manera normal, la temperatura del objeto medido está disponible en este pin de ancho de pulso modulado. En el modo de compatibilidad SMBus, el pin se configura automáticamente como drenaje abierto NMOS.
VDD	Voltaje de alimentación externo
VSS	Tierra. El metal también puede conectarse a este pin

Tabla 2.1: Función de los pines del MLX90614

2.4.3 Descripción general

El MLX90614 se construye a partir de 2 chips desarrollados y fabricados por Melexis:

- La termopila detector de infrarrojo MLX81101.
- El acondicionamiento de señal ASSP MLX90302, especialmente diseñado para procesar la salida del sensor de infrarrojo.

El objeto calculado y temperaturas ambiente están disponibles en la memoria RAM del MLX90302 con resolución de 0.01 °C. Son accesibles por el protocolo serial compatible SMBus de 2 líneas (0.02 °C de resolución) o por medio de la salida PWM de 10 bits (Pulse Width Modulada) del dispositivo.

El MLX90614 es calibrado en amplios rangos de temperatura de fábrica: -40...125 °C para la temperatura ambiente y -70...380 °C para la temperatura de objetos.

El valor medido es la temperatura promedio de todos los objetos en el campo de visión del sensor. El MLX90614 ofrece una precisión estándar de $\pm 0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$ alrededor de la temperatura ambiente. Una versión especial para aplicaciones médicas ofrece una precisión de $\pm 0.2\text{ }^{\circ}\text{C}$ en un intervalo de temperatura limitado alrededor de la temperatura del cuerpo humano.

Es muy importante para el diseñador de la aplicación, entender que estas precisiones sólo se garantizan y son alcanzables cuando el sensor está en equilibrio térmico y bajo condiciones isotérmicas (no hay diferencias de temperatura a través del encapsulado del sensor). La precisión del termómetro puede ser influenciada por las diferencias de temperatura en el encapsulado, inducidas por causas como (entre otros): calentamiento electrónico detrás del sensor, calentadores/enfriadores detrás o al lado del sensor o por un objeto caliente/frío muy cerca del sensor que no sólo calienta el elemento de detección en el termómetro sino también el encapsulado del termómetro. El diagrama de conexión para la configuración SMBus se puede observar en la fig. 2.3.

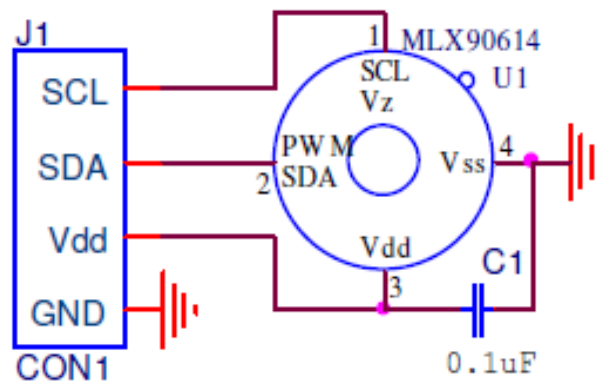


Figura 2.3: Diagrama de conexión.

2.4.4 Emisividad del termómetro infrarrojo MLX90614

La emisividad es el coeficiente que muestra qué tan bien el objeto emite radiación infrarroja en comparación con un teórico emisor de cuerpo negro perfecto. Esta radiación es utilizada por el MLX90614 con el fin de calcular la temperatura del objeto. Durante la fabricación, el MLX90614 se calibra frente a un cuerpo negro con una emisividad=99,9%, lo que se considera como $E=1$.

Cada material tiene diferente emisividad, por lo que con el fin de medir la temperatura correctamente, se debe tomar en cuenta al cargar el nuevo coeficiente de emisividad en la EEPROM del MLX90614.

Así que como regla general de compensación del pulgar, sólo es necesario cuando la radiación infrarroja del objeto se reduce de alguna forma, tal como:

- Ya sea debido a una baja emisividad del objeto.

- Ya sea porque algún material transparente (la transparencia es siempre menor que 1) se pone delante del MLX90614.

El MLX90614 es un termómetro infrarrojo para mediciones de temperatura sin contacto. Tanto la termopila sensible al infrarrojo, y el acondicionamiento de la señal están integrados en el mismo encapsulado. Gracias a su amplificador de bajo ruido, convertidor analógico-digital de 17 bits y potente unidad DSP, el termómetro tiene una alta precisión y resolución. El termómetro viene calibrado con salida PWM digital y SMBus (System Management Bus) de fábrica.

Como estándar, el PWM de 10-bits está configurado para transmitir de forma continua la temperatura medida en el rango de -20 a 120 °C, con una resolución de salida de 0.14 °C. El ajuste predeterminado de fábrica es SMBus.

2.4.5 Principio de procesamiento de la señal

El funcionamiento del MLX90614 es controlado por una máquina de estados interna, que controla las mediciones y cálculos de la temperatura del objeto y la temperatura ambiente y hace el post-procesamiento de las temperaturas a la salida a través de la salida PWM o a la interfaz compatible SMBus.

El ASSP (Application Specific Standard Product) soporta 2 sensores de infrarrojo (el segundo no está implementado en el MLX90614xAx). La salida de los sensores de infrarrojo es amplificada por un amplificador de bajo offset de nivel de ruido bajo con ganancia programable, convertido por un modulador Sigma Delta a un único flujo de bits y se alimenta a un potente DSP para su posterior procesamiento. La señal es tratada por filtros pasa bajas programables (mediante EEPROM contendrer); FIR (Finite Impulse Response) e IIR (Infinite Impulse Response) para una mayor reducción del ancho de banda de la señal de entrada para alcanzar el nivel de ruido deseado y frecuencia de actualización. La salida del filtro IIR es el resultado de la medición y está disponible en la memoria RAM interna. 3 celdas diferentes están disponibles: una para el sensor de temperatura y 2 para los sensores de infrarrojo.

Basándose en los resultados de las mediciones anteriores, la temperatura ambiente correspondiente T_a y la temperatura de objetos T_o se calculan. Ambas temperaturas calculadas tienen una resolución de 0.01 °C. Los datos para T_a y T_o se pueden leer de dos maneras: las celdas de lectura de la memoria RAM dedicadas para este propósito, a través de la interfaz de 2 líneas (resolución de 0.02 °C, los rangos fijos), o a través de la salida digital PWM (resolución de 10 bits, el rango configurable).

En el último paso del ciclo de medición, la T_a medida y T_o son reajustados a la resolución de salida deseada del PWM y el dato recalculado se carga en los registros de la máquina de estados del PWM, lo que crea una frecuencia constante con un ciclo de trabajo que representa los datos medidos.

2.4.6 Cálculo de la temperatura ambiente y de objetos

El sensor de infrarrojo consta de termopares conectados en serie con uniones frías, colocadas en sustrato de chip grueso y uniones calientes, colocadas sobre una delgada membrana. La radiación IR absorbida desde la membrana lo calienta (o enfría). La señal de salida de la termopila es:

$$V_{ir} = (T_a, T_o) = A(T_o^4 - T_a^4), \quad (2.1)$$

Donde: V_{ir} es el voltaje de salida de la termopila, T_o es la temperatura absoluta del objeto (Kelvin), T_a es la temperatura absoluta del sensor (Kelvin), y A es la sensibilidad total.

Un sensor de temperatura en la tarjeta es necesario para medir la temperatura del chip. Después de la medición de la salida de ambos sensores, la temperatura correspondiente del ambiente y del objeto, se pueden calcular. Estos cálculos se realizan por el DSP interno, que produce salidas digitales, linealmente proporcional a temperaturas medidas.

2.4.6.1 Temperatura ambiente T_a

La temperatura del sensor se mide con un elemento PTAT (Proportional to absolute temperature sensor). Todo el acondicionamiento de los sensores y el procesamiento de los datos se maneja en el chip y la temperatura T_a linealizada del sensor está disponible en la memoria.

La resolución de la temperatura calculada es de 0.02 °C. El sensor está calibrado de fábrica para la gama completa de -40...+125 °C. La temperatura linealizada está disponible en la celda 0x06 de la memoria RAM:

- 0x06 = 0x2DE4 (11748d) corresponde a -38,2 °C. (Límite de salida linealización inferior).
- 0x06 = 0x4DC4 (19908d) corresponde a +125 °C. (Límite de salida linealización superior)

Las conversiones de la RAM sostienen que la T_a sea fácil usando la siguiente relación:

$$T_a[K] = T_{areg} \times 0.02 \text{ o } 0.02 \text{ K/LSB}, \quad (2.2)$$

2.4.6.2 Temperatura de objetos T_o

El resultado tiene una resolución de 0,02 °C y está disponible en la RAM. La T_o se deriva de la RAM como:

$$T_o[K] = T_{oreg} \times 0.02 \text{ o } 0.02 \text{ K/LSB}, \quad (2.3)$$

Hay que tomar en cuenta que 1 LSB corresponde a 0,02 °C y el bit MSB es un indicador de error (si "1" entonces error).

Ejemplo:

1. 0x27AD → -70.00 °C (sin error)
2. 0x27AE → 69.98 °C (sin error)
3. 0x3AF7 → 28.75 °C (sin error)
4. 0x3AF8? 28.77 °C (sin error)
5. 0x7FFF? 382.19 °C (sin error) - máximo valor posible devuelto por el MLX90614
6. 0x8XXX? xxx.xx °C (error de bandera)

El resultado se calcula por la siguiente expresión (válido para T_o y T_a):

1. Convertirlo a valor decimal, es decir 0x3AF7 = 15095d
2. Dividir por 50 (o multiplicar por 0.02), es decir, $\frac{15095}{50} = 301.9 \text{ K}$ (resultado en Kelvin)
3. Convertir K → °C, es decir, $301.9 - 273.15 = 28.75 \text{ °C}$

2.4.7 Campo de visión (FOV)

La sensibilidad del termómetro MLX90614 depende del ángulo o campo de visión del mismo, puesto que si el objeto se encuentra de frente al sensor, es decir a 0°, se obtendrá el 100% de sensibilidad. En la fig. 2.4 se visualiza la medida de sensibilidad del sensor en función del ángulo de incidencia de la radiación infrarroja. Como se puede apreciar en la fig. 2.5, el sensor tiene un ángulo de sensibilidad de aproximadamente de $\pm 75^\circ$, pero la sensibilidad es inversamente proporcional al ángulo de visión, por lo cual, se tiene el 100% de sensibilidad alrededor de los $\pm 5^\circ$.

2.4.8 Consideraciones a tomar durante la aplicación

Un significativa contaminación en la entrada óptica (filtro del sensor) podría causar filtrado/distorsión adicional de la señal óptica y por lo tanto dar lugar a errores no especificados.

Los sensores de infrarrojos son inherentemente susceptibles a los errores causados por gradientes térmicos. Hay razones físicas de estos fenómenos y, a pesar del diseño cuidadoso del MLX90614, se recomienda no someter el MLX90614 a la transferencia de calor y a condiciones especialmente transitorias.

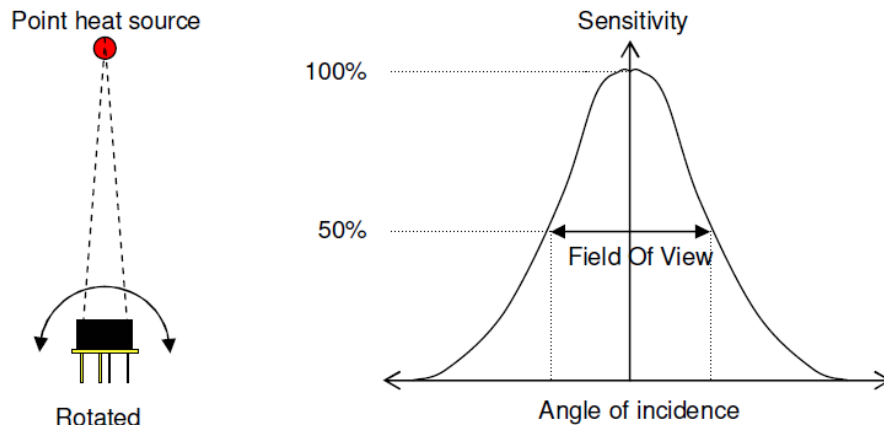


Figura 2.4: Medición del campo de visión.

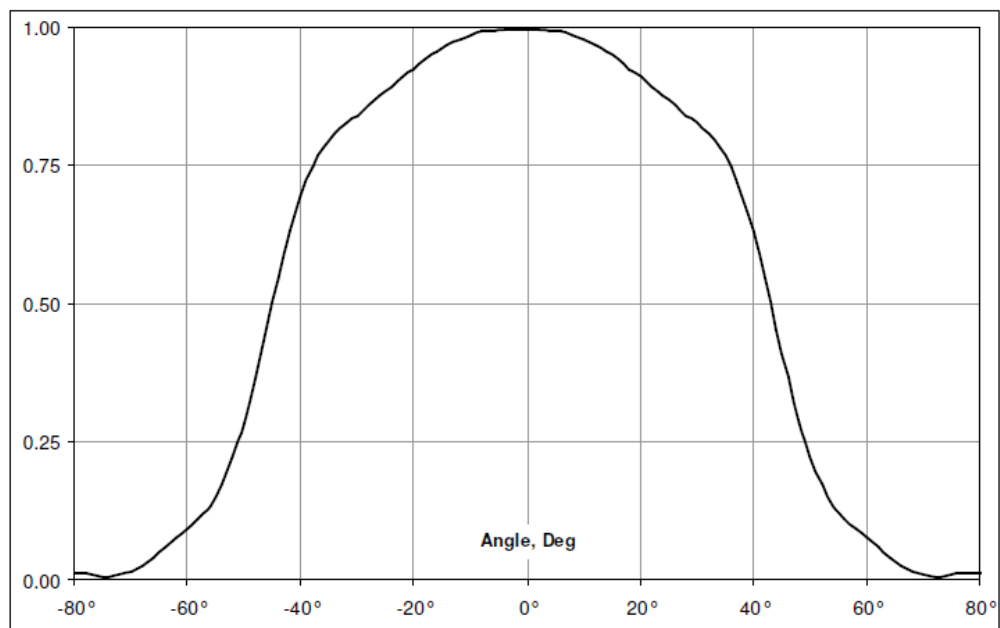


Figura 2.5. Campo de visión del MLX90614xAA.

Al encender el MLX90614 pasan rutinas de comprobación y calibración internas. Durante estas rutinas la salida no está definida y se recomienda esperar para el tiempo especificado POR (Power On Reset) antes de la lectura del módulo. Un muy lento encendido puede llevar la circuitería POR incorporada a disparar en niveles inapropiados, lo que produce una operación no especificada y esto no se recomienda.

El MLX90614 está diseñado y calibrado para operar como un termómetro sin contacto en condiciones establecidas. Usar el termómetro de una manera muy diferente dará lugar a resultados desconocidos.

Una carga capacitiva en el SMBus puede degradar la comunicación. Alguna mejora es posible con el uso de fuentes de corriente en comparación con resistencias en los circuitos pull-up. Nuevas mejoras son posibles con aceleradores de bus disponibles en el mercado especializado. Con la mejora adicional del MLX90614 es posible incrementar la corriente pull-up (disminución de los valores de las resistencias pull-up). Los niveles de entrada para el modo de compatibilidad SMBus tienen una mayor tolerancia que la especificación del SMBus, pero el bajo nivel de salida es bastante bajo, incluso con la especificación SMBus de alta potencia para las corrientes de pull-up. Otra opción podría ser la de ir para una comunicación más lenta (velocidad del reloj), ya que el MLX90614 implementa disparadores Schmidt en sus entradas en el modo de compatibilidad SMBus y es, por tanto, no es realmente sensible al tiempo de subida del bus (es más probable que el tiempo de subida sea un problema que el tiempo de caída, por lo que los sistemas SMBus sean de drenaje abierto con pull-up).

Para la protección de descarga electrostática hay diodos de fijación entre el Vss y Vdd y cada uno de los otros pines. Esto significa que el MLX90614 pueda pasar corriente de un bus en el caso de que el SCL y/o SDA sea conectado y el Vdd sea menor que el voltaje pull-up del bus.

En los sistemas alimentados con 12V, el uso de SMBus está limitado debido a que el pin SCL se utiliza para la función de diodo Zener. Aplicaciones donde la alimentación sea superior a 5V debería utilizar la salida PWM o un regulador externo. Sin embargo, en las aplicaciones con alimentación de 12V, el MLX90614 se puede programar (configurado y personalizado) forzando Vdd a 5V externamente y ejecutar la comunicación SMBus.

Un modo de suspensión está disponible en el MLX90614Bxx. Este modo es ingresado y sale a través de la comunicación compatible SMBus de 2 líneas. Por otro lado, la funcionalidad ampliada del pin SCL produce un aumento de la corriente de fuga a través de ese pin. Como resultado, este pin debe ser forzado a bajo en modo de suspensión y el pull-up en la línea SCL debe estar deshabilitado para mantener el drenaje de energía total en el modo de suspensión realmente pequeño. Durante el modo de suspensión el sensor no realizará mediciones.

El pin PWM no está diseñado para direccionamiento directo de cargas inductivas (tales como relés electromagnéticos). Algunos drivers deben implementarse para una mayor carga, y podría ser necesaria una protección auxiliar incluso para la luz, debido a la carga inductiva.

Es posible utilizar el MLX90614 en aplicaciones, alimentadas directamente desde la línea de CA (menos transformador). En tales casos, es muy importante no olvidar que el encapsulado metálico del sensor no está aislado y por lo tanto, puede ocurrir que también sea conectado a esa línea. Melexis no puede ser responsable por cualquier aplicación como esta y recomienda altamente no utilizar el MLX90614 de esa manera.

La disipación de potencia dentro del encapsulado puede afectar al rendimiento de dos maneras: mediante el calentamiento del elemento sensible del "ambiente", más allá de la

temperatura ambiente actual, además de causar gradientes sobre el encapsulado que inherentemente causará gradiente térmico sobre la tapa. Cargar las salidas también provoca aumento de la disipación de energía. En caso de utilizar la característica de tensión del Zener interno del MLX90614Axx, la regulación del transistor externo tampoco debería provocar el calentamiento del encapsulado TO39.

Una alta carga capacitiva en una línea del PWM producirá cargas significativas de la fuente de alimentación, sin pasar por el capacitor y por lo tanto causar problemas de ruido, degradación de nivel, compatibilidad electromagnética y disipación de energía. Una opción sencilla es la adición de una resistencia en serie entre el pin PWM/SDA y la línea de carga capacitiva; en ese caso las especificaciones de temporización tienen que revisarse detenidamente. Por ejemplo, con una salida PWM que se establece a 1.024 ms y el formato de salida de 11 bits, el paso de tiempo de 0.5 μ s, con un tiempo de establecimiento de 2 μ s introduciría un error de 4 LSB.

Es necesario el capacitor de desacoplamiento de la fuente de alimentación como con la mayoría de los circuitos integrados. El MLX90614 es un dispositivo de señal mezclada con sensores, con una pequeña parte de señal analógica, parte digital y circuitos de E/S. Es necesario desacoplarlo, con el fin de mantener bajo el ruido de conmutación de la fuente de alimentación. El alto ruido de circuitería externa también puede afectar al rendimiento del dispositivo. En muchas aplicaciones es bueno colocar un capacitor cerámico SMD de 100nf cerca de los pines Vdd y Vss. Cabe señalar que no sólo la ruta hacia el pin Vdd necesita ser corta, sino también la que va hacia el pin Vss. Usando pines cortos en el MLX90614, se mejora el efecto de la desacoplamiento de la fuente de alimentación.

El ruido grave también puede acoplarse dentro del encapsulado del pin SCL (en el peor de los casos también desde pin SDA). Este problema puede ser resuelto mediante el uso de la salida PWM. Además, la salida PWM puede pasar filtrado adicional (con menor ajuste de frecuencia de PWM). Con la adición de un simple filtro pasa-bajas RC también se incrementa el valor de la descarga electrostática en lo posible [36].

2.4.9 Caracterización del sensor MLX90614

Una vez entendido el funcionamiento del sensor, se programó el Arduino Mega 2560 con la librería Adafruit MLX90614 para realizar la comunicación SMBUs y conectar el sensor a la tarjeta Arduino, empleando los pines 20 (SDA) y 21 (SCL) [37], y alimentando el módulo a 5 Volts. Posteriormente se empleó el monitor serial del Arduino para mostrar las lecturas de la temperatura del sensor. Finalmente se ejecutaron pruebas de medición de la temperatura corporal para observar el comportamiento de la temperatura del cuerpo con respecto a la distancia que se encontraba del sensor, la curva característica de la temperatura en función de la distancia del objeto se aprecia en la fig. 2.6. Como se puede observar, la gráfica tiene un comportamiento exponencial, y a menor distancia la medición del sensor era más sensible. Además se pudo comprobar que a una distancia menor de 1 cm, la lectura de la temperatura es la correcta.

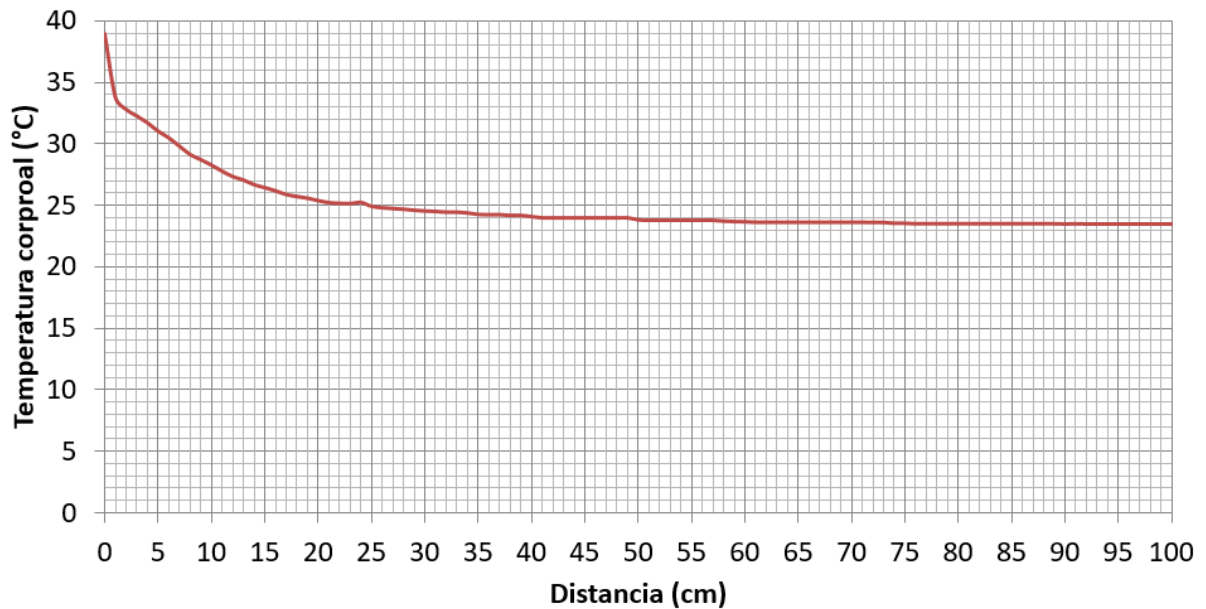


Figura 2.6: Gráfica de la medición de la temperatura corporal en función de la distancia de sensado.

2.5 Diseño del sensor optoelectrónico de pulso

Dado que la detección del ritmo cardiaco es más fácil sobre el dedo, se realizan pruebas preliminares en esta parte del cuerpo para comprobar la funcionalidad del circuito y tener el sustento para la detección del ritmo cardiaco sobre el tobillo. Posteriormente se realizarán las pruebas con el dispositivo para detectar el pulso en la muñeca (pulso radial) y finalmente en el tobillo (pulso tibial posterior).

La detección del ritmo cardiaco de los oxímetros generalmente se realiza mediante un emisor de luz y un sensor de luz que se encuentran en lados opuestos de las áreas de contacto con el dedo de la persona, precisamente porque el volumen del dedo es pequeño. Considerando que la detección del pulso sobre otras partes del cuerpo es complicada debido a que se tiene un mayor volumen y tomando en cuenta la dificultad para colocar el emisor y el receptor de lados opuestos en el mismo eje de operación, se propone implementar el diseño de la fig. 2.7.

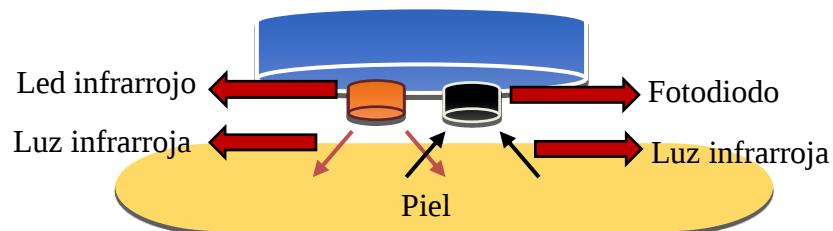


Figura 2.7: Propuesta de diseño a implementar para el sensor de pulso.

En la fig. 2.7 se muestra la propuesta de diseño para la detección del ritmo cardiaco mediante pletismografía. Tomando en cuenta las consideraciones antes mencionadas se propone no utilizar la transmisión de luz sino la luz reflejada de la luz emitida, por tal motivo se colocan los emisores y receptor en el mismo plano. Este diseño está basado en el hecho de que la emisión de luz sea de forma cónica para que la luz reflejada sea captada mediante el sensor.

Para la emisión de luz se propone utilizar el diodo emisor de infrarrojo VSMS3700, el cual tiene una longitud de onda de 950nm y un ángulo de visión de 120° [38], [39]. Para la detección de la luz reflejada se propone el fotodiodo TEMD5110 el cual opera a una longitud de onda de entre 870nm a 950nm, por lo que es capaz de detectar luz infrarroja y además tiene un ángulo de sensibilidad de $\pm 65^\circ$ [40]. Para el circuito electrónico se propone utilizar un amplificador operacional LM324 para la implementación de filtros y amplificadores.

2.6 Operación del circuito electrónico del sensor de pulso

El fotodiodo exhibe un muy pequeño nivel de voltaje inclusive a la luz ambiente por lo cual es necesario la implementación de un circuito de amplificación. Una vez que se tienen valores significativos de voltaje se requiere procesar esta señal para la detección de la señal de interés.

La cantidad de fotocorriente generada por el sensor se basa en la luz incidente y la longitud de onda. Por lo que la primera parte del circuito consta de un amplificador de transimpedancia con una resistencia de retroalimentación de $1\text{ K}\Omega$, cuya función es hacer una conversión de la cantidad de luz incidente en el fotodiodo a voltaje, en función de la corriente que proporciona el fotodiodo, de esta manera, la luz que ilumina al fotodiodo produce una corriente que fluye a través de la resistencia de retroalimentación R_3 . Entonces, mientras la respuesta del fotodiodo a la luz sea lineal, la tensión en la salida es proporcional a la luz que incide sobre el fotodiodo. El circuito de transimpedancia se muestra en la fig. 2.8.

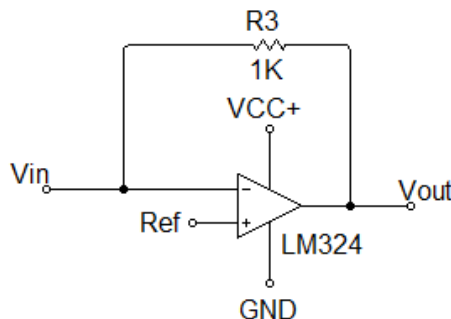


Figura 2.8: Amplificador de transimpedancia.

La corriente máxima (I_{in}) que proporciona el fotodiodo al detectar luz con una longitud de onda de 790nm a 1050nm es de $55\mu A$. Por lo que el voltaje de salida máximo se calcula de la siguiente manera:

$$V_{out} = -R_3 I_{in} = -(1 K\Omega)(55\mu A) = -0.055 V, \quad (2.4)$$

Donde: V_{out} es el voltaje de salida máximo, I_{in} es la corriente máxima de entrada.

Como se observó en la teoría de operación de los oxímetros, la luz detectada es la suma de varias componentes constantes y una componente variable, la cual es la señal de interés. Para quitar las componentes constantes de la señal a sensar, se propone la implementación de un filtro pasa altas con una frecuencia de corte de 0.5 Hz. El filtro pasa altas tiene como finalidad filtrar la señal de componente continua y solo permite adquirir señales de frecuencias superiores a la frecuencia de corte, ver fig. 2.9. Para obtener la frecuencia de corte de 0.5 Hz se empleó la ecuación (2.5):

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC'} \quad (2.5)$$

Donde: f_c es a frecuencia de corte, R es la resistencia del filtro y C es el capacitor del filtro.

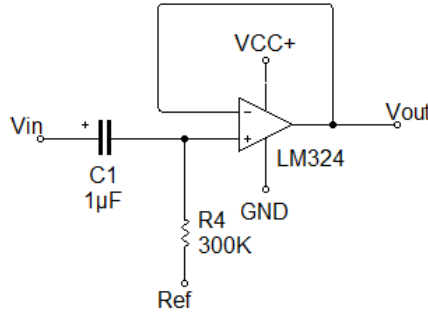


Figura 2.9: Filtro pasa altas.

Debido a que en la práctica es más complicado encontrar un capacitor con un valor específico, primero se propuso el valor del capacitor igual a $1\mu f$, para posteriormente calcular el valor de la resistencia R_4 , de tal manera que empleando (2.5) se tiene:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_4 C_1} = 0.5 Hz, \quad (2.6)$$

Entonces se despeja R_4 :

$$R_4 = \frac{1}{2\pi(1\mu f)(0.5 Hz)} = 318.3 k\Omega, \quad (2.7)$$

Debido a que el valor de la resistencia R_4 no se encuentra de forma comercial. Entonces se propuso emplear una resistencia de $300\text{ k}\Omega$, de esta manera la frecuencia de corte es de aproximadamente 0.5 Hz .

El ritmo cardiaco de un bebé es de 100 a 160 pulsos por minuto (1.6 Hz a 2.6 Hz), para garantizar que no se tengan señales no deseadas se propone la implementación de un filtro pasa bajas, el circuito tiene como finalidad limitar la frecuencia de trabajo, ya que la señal se caracteriza por presentar componentes relevantes hasta la frecuencia de corte, por lo que se propuso una frecuencia de corte aproximada de 4 Hz , ver fig. 2.10.

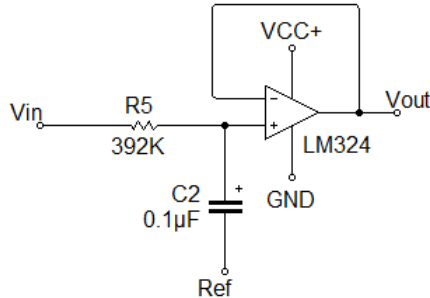


Figura 2.10: Filtro pasa bajas

De la misma forma, se empleó la ecuación (2.5) para calcular los valores de la resistencia y el capacitor. Entonces se propuso un capacitor de $0.1\text{ }\mu\text{f}$ y se calculó el valor de la resistencia R_5 , tal como se presenta a continuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_5 C_2} = 4\text{ Hz}, \quad (2.8)$$

Entonces se despeja R_5 :

$$R_5 = \frac{1}{2\pi(0.1\text{ }\mu\text{f})(4\text{ Hz})} = 397.8\text{ K}\Omega, \quad (2.9)$$

Dado que el valor de la resistencia R_5 no es exacta, se propuso emplear una resistencia de $390\text{ k}\Omega$, de esta manera la frecuencia de corte es de aproximadamente 4 Hz .

Una vez terminada la etapa de filtrado se prosiguió con la etapa de amplificación, para que finalmente se pueda monitorear y procesar la señal. Para esto se propuso un amplificador inversor con una ganancia de 150. El circuito de amplificación se observa en la fig. 2.11.

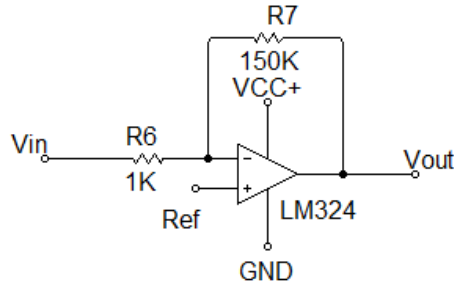


Figura 2.11: Amplificador inversor.

El voltaje máximo de salida del amplificador inversor se calcula como lo indica (2.10):

$$V_{out} = -\frac{R_7}{R_6}(V_{in}) = -\left(\frac{150 \text{ k}\Omega}{1 \text{ k}\Omega}\right)(V_{in}) = -150(V_{in}), \quad (2.10)$$

Donde: V_{out} es el voltaje de salida máximo y V_{in} es el voltaje de entrada máximo

Pero como V_{in} es negativo debido a la salida del amplificador de transimpedancia, entoces:

$$V_{out} = -150(-V_{in}) = 150(V_{in})$$

2.7 Instrumentación del sensor optoelectrónico de pulso

Se empleó un diodo emisor de infrarrojo VSMS3700, ver fig. 2.12 a), de montaje superficial, el cual tiene una longitud de onda 950nm y tiene un ángulo de intensidad de $\pm 60^\circ$. Este diodo tiene una intensidad radiante de 10mW/sr [38], [39]. Para la detección de la luz infrarroja reflejada se propuso el fotodiodo TEMD5110, ver fig. 2.12 b), el cual tiene la característica de tener un filtro para detectar longitudes de onda de 870nm a 950nm, con un área de susceptibilidad. Gracias a este filtro se evita el inconveniente de detectar longitudes de onda menores a la de la luz infrarroja [40]. El diagrama electrónico general del sensor de pulso se muestra en la fig. 2.14.



a)



b)

Figura 2.12: a) Led infrarrojo VSMS3700, b) Fotodiodo TEMD5110.

2.8 Diseño del circuito impreso del sistema

Una vez comprobado el funcionamiento del segundo prototipo empleando el módulo ESP8266, el siguiente paso fue reducir el tamaño de todo el dispositivo, ya que aún era muy grande para poder probarlo en un bebé. Entonces se propuso hacer algunas modificaciones en el diseño del circuito.

Durante todas las pruebas anteriores se había estado trabajando con voltaje simétrico en los amplificadores operaciones del circuito para el sensor de pulso. Entonces, para reducir el tamaño del dispositivo se decidió reemplazar el circuito integrado TL084 por el LM324, ya que este último se polariza solamente con voltaje positivo y no necesita de alimentación simétrica. La tierra del circuito se reemplazó por un voltaje de referencia, generado por un divisor de voltaje. Y el voltaje negativo se reemplazó por tierra. Además, para disminuir aún más el tamaño del circuito, se propuso utilizar un solo led infrarrojo, en vez de cuatro, pero para no reducir la intensidad de la luz infrarroja emitida, se conectó una resistencia de 100Ω en serie con el led infrarrojo. Estos cambios ayudaron a prescindir de dos de las tres baterías que se estaban utilizando anteriormente, así el dispositivo solo se alimentaría con una sola batería de 3.7 V.

El diagrama electrónico del sistema completo se puede apreciar en la fig. 2.17. También se puede observar el divisor de voltaje que se utilizó como referencia para los amplificadores operacionales. Para la comunicación Wi-Fi se propuso utilizar el módulo ESP8266 versión 7, en el cual se tiene acceso a todos los pines del microcontrolador y al convertidor analógico/digital, tal como se ve en la fig. 2.13. De esta forma se evita emplear una tarjeta de adquisición independiente y en su lugar se emplea el microcontrolador del módulo ESP8266, para leer y procesar los datos recibidos por los sensores de pulso y temperatura.



Figura 2.13: Módulo ESP8266 versión 7.

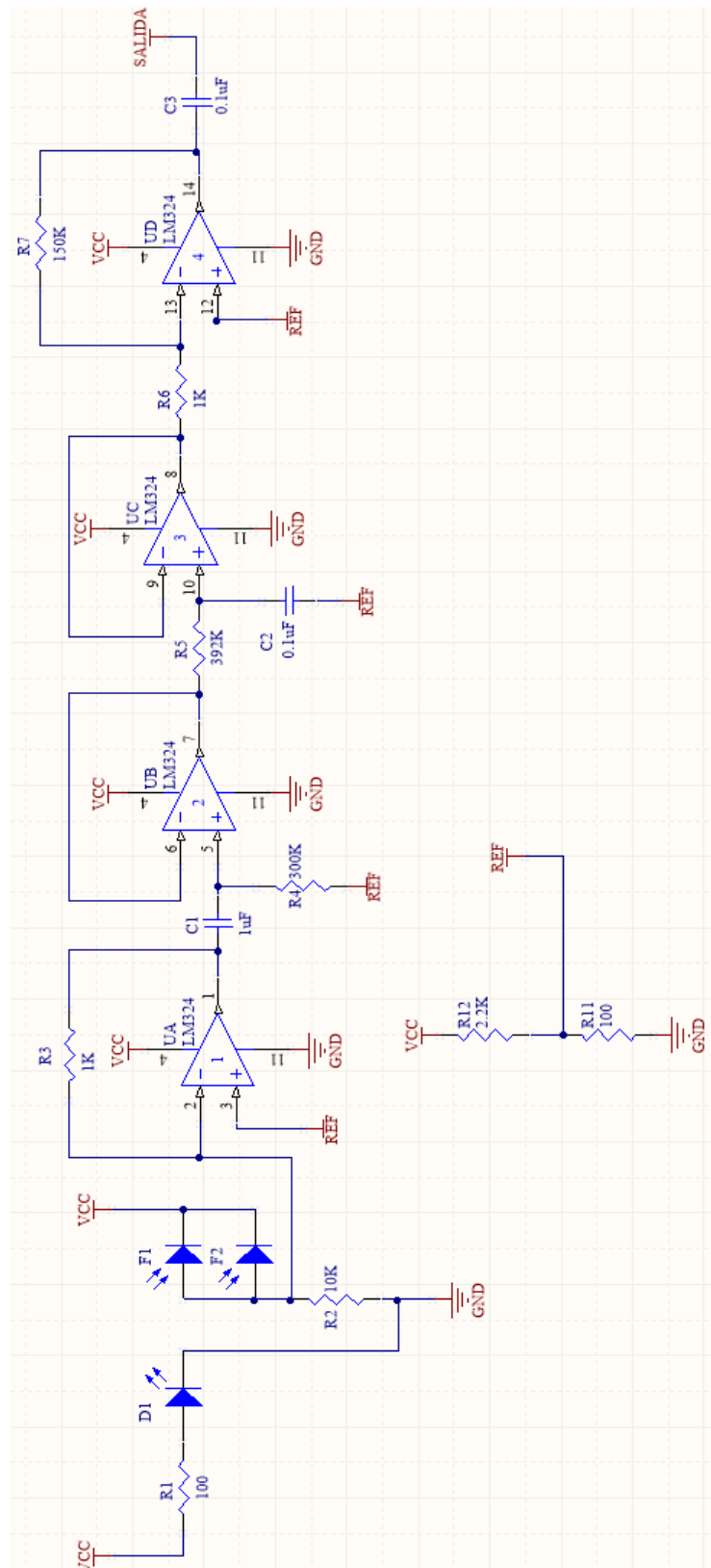


Figura 2.14: Diagrama electrónico general del sensor de pulso.

Una vez comprobado el funcionamiento del circuito completo, se prosiguió a realizar el circuito impreso donde se colocaron ambos sensores, el de pulso y el de temperatura y de esta manera tener ambos sensores en la misma placa. Adicionalmente se propuso utilizar una placa de doble cara para reducir el tamaño de la placa y distribuir de mejor forma cada uno de los dispositivos electrónicos. Se utilizó el software Altium Designer para hacer el circuito impreso, el cual se aprecia en la fig. 2.15 que representa la capa inferior y la capa superior.

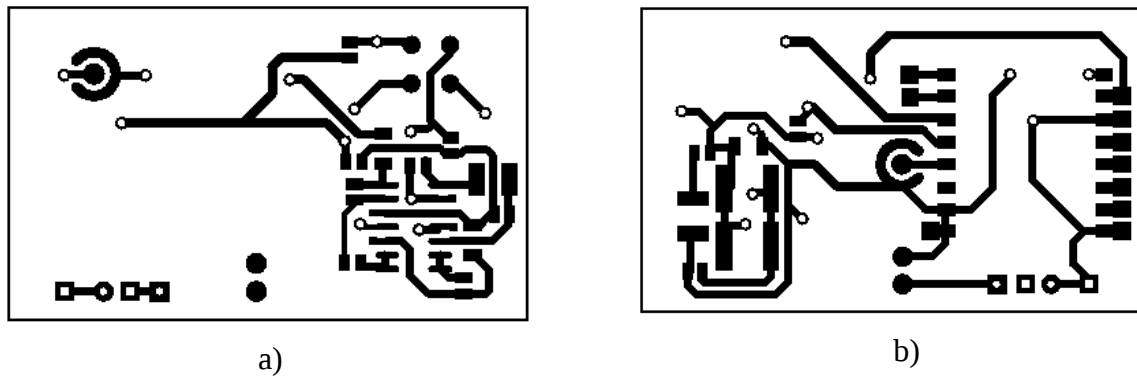


Figura 2.15: a) Capa inferior de la PCB, b) Capa superior de la PCB.

Es importante señalar que la marca que correspondiente al sensor de temperatura MLX90614 solo sirve como referencia, puesto que la circunferencia es una guía para hacer un barreno a través de ella y el sensor atravesaría de un lado de la cara del circuito hacia la otra. Se propuso realizar un circuito flexible, para que de esta manera se pueda reducir el espacio entre los componentes electrónicos, evitar cables y hacer más compacto el dispositivo. Para esto se empleó cinta kapton, también conocida como cinta de poliimida; es una cinta eléctricamente aislante y resistente a altas temperaturas. Sobre la cinta se adhirieron las pistas de cobre que corresponden al circuito impreso donde se colocan los sensores de pulso y temperatura, empleando el propio pegamento de la cinta. Además se integró el circuito impreso que pertenece al módulo ESP8266-07, y encima de las pistas se colocó otra capa de cinta kapton para fijarlas y que no se desprendieran fácilmente. Se realizó el mismo proceso para ambas capas del circuito, ver fig. 2.16.

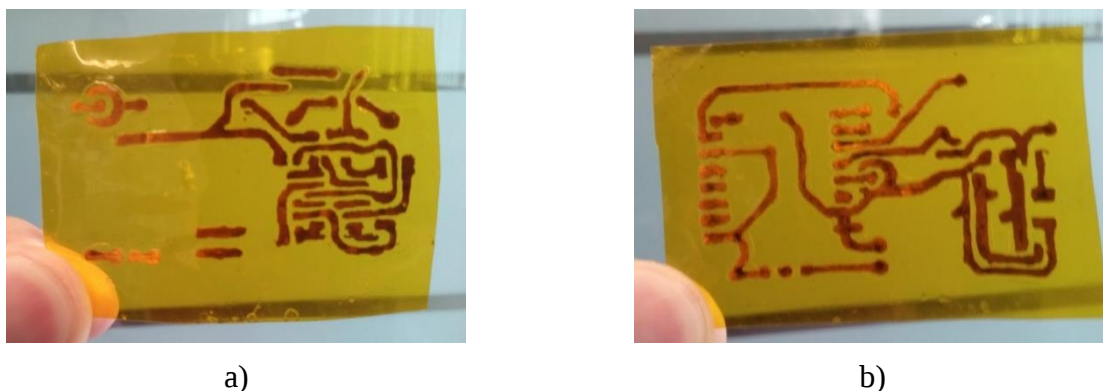


Figura 2.16: a) Capa inferior del circuito flexible, b) Capa superior del circuito flexible.

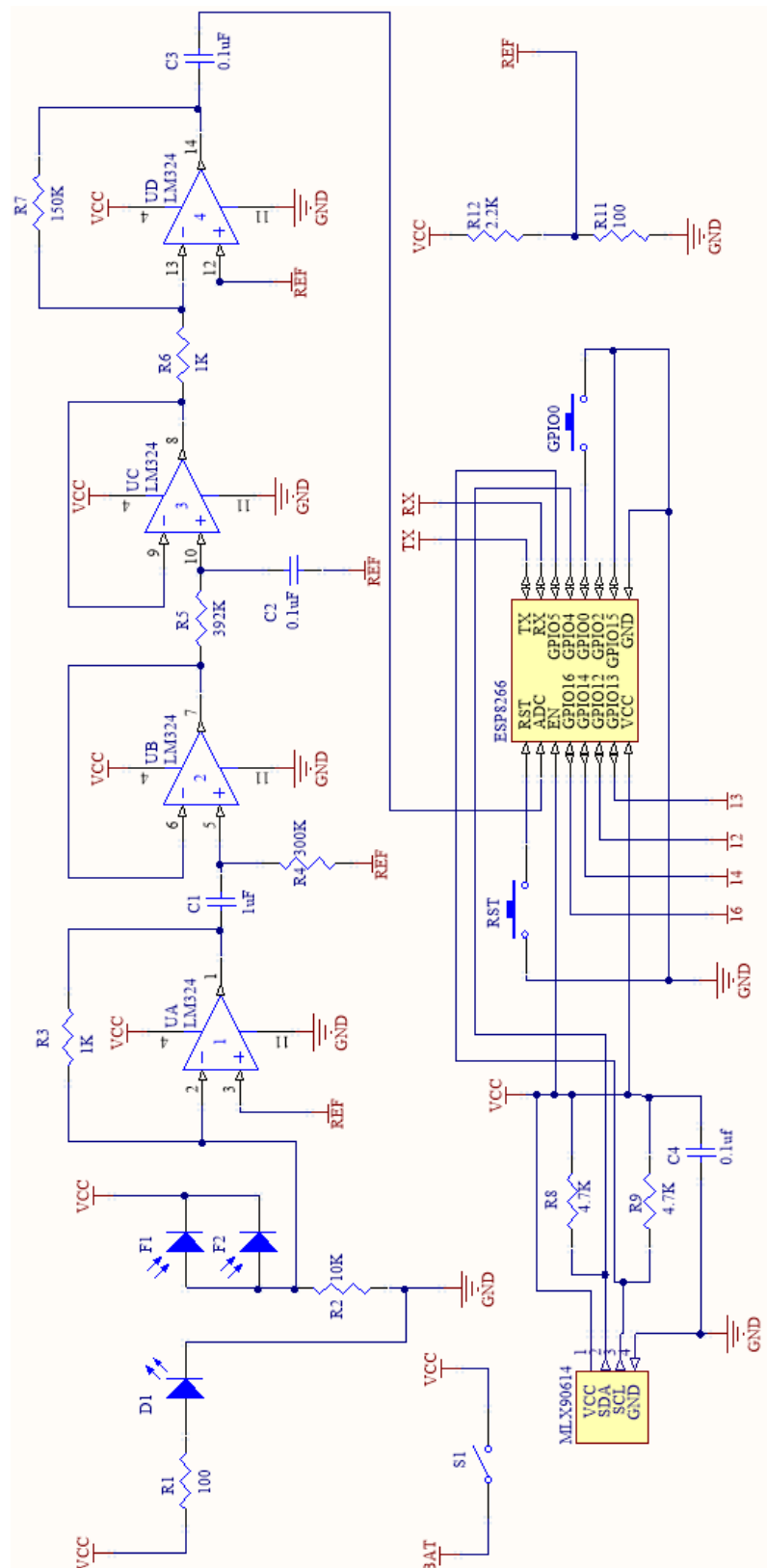


Figura 2.17: Diagrama electrónico general del sistema completo.

De esta manera se obtuvieron las dos capas del circuito flexible, el siguiente paso fue unir ambas partes, creando pequeñas aberturas en la cinta, donde se encontraban las vías del circuito impreso, para soldar cada conexión existente entre la capa superior y la inferior, ver fig. 2.18.

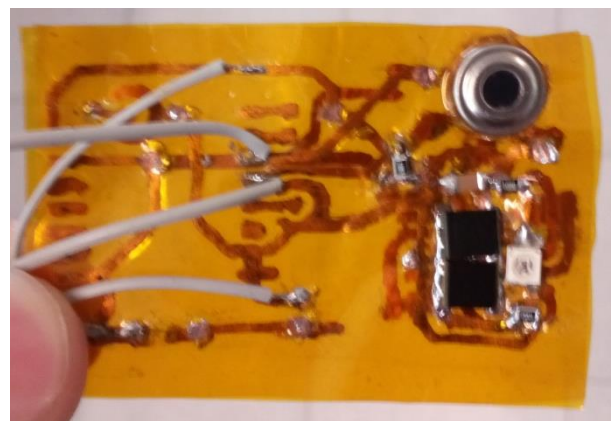


Figura 2.18: Unión de la capa superior e inferior del circuito flexible.

El siguiente paso fue soldar cada uno de los componentes que corresponden al sensor de temperatura y el sensor de pulso, dejando el módulo ESP8266 para después. Se hicieron aberturas en la cinta en el lugar donde se encontraban los pads de cada componente. Adicionalmente se soldaron cables en el circuito para probar el funcionamiento del sensor de pulso, debido a que es el sensor de mayor complejidad. Dos cables se emplearon para la alimentación del circuito y otro más monitorear la salida del sensor. Es importante mencionar que para el prototipo del circuito flexible se optó por utilizar un led infrarrojo VSMS3700 en lugar del VSMY98545DS [41], ya que no se contaba con este último, además el infrarrojo VSMS3700 presenta un menor grado de dificultad para soldar, y es más resistente, ver fig. 2.19.



a)



b)

Figura 2.19: a) Capa inferior del circuito flexible con componentes integrados, b) Capa superior del circuito flexible con componentes integrados.

Posteriormente se conectó la salida del sensor de pulso al osciloscopio para comprobar su funcionamiento. Se colocó el dedo índice sobre el sensor para medir el ritmo cardiaco, ver fig. 2.20.

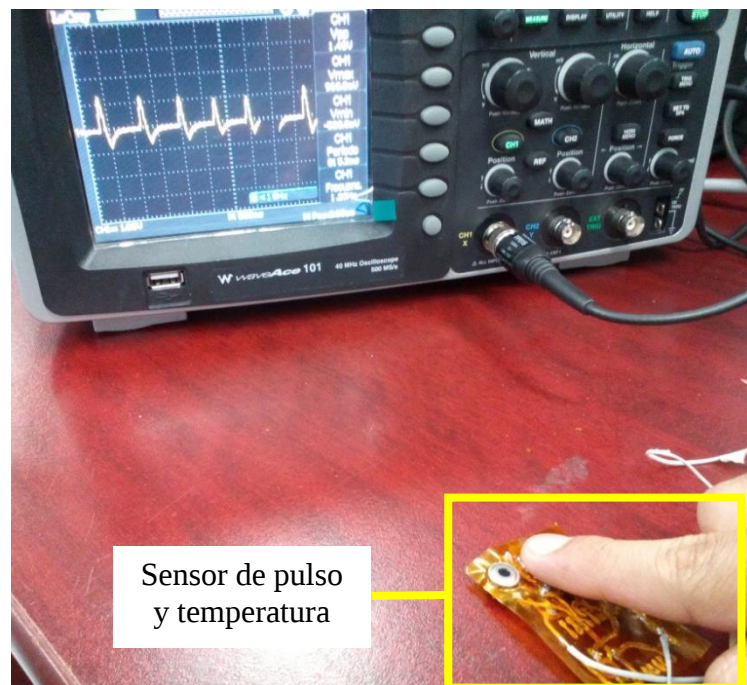


Figura 2.20: Funcionamiento del sensor de pulso utilizando el circuito flexible.

Finalmente se soldó el módulo ESP8266 al circuito flexible para realizar la prueba de envío de datos de los sensores a internet y verificar que el circuito funcionara de forma correcta, ver fig. 2.21.



Figura 2.21: Módulo ESP8266 en el circuito flexible.

Para la prueba de envío de datos a ThingSpeak, se colocó el dedo índice de una persona adulta en el sensor de pulso para monitorear su ritmo cardiaco, además se conectó el osciloscopio a las salida del mismo sensor para poder observar los pulsos, y se utilizó una laptop conectada a internet para visualizar el comportamiento de la temperatura corporal y la frecuencia cardiaca en tiempo real, ver fig. 2.22.

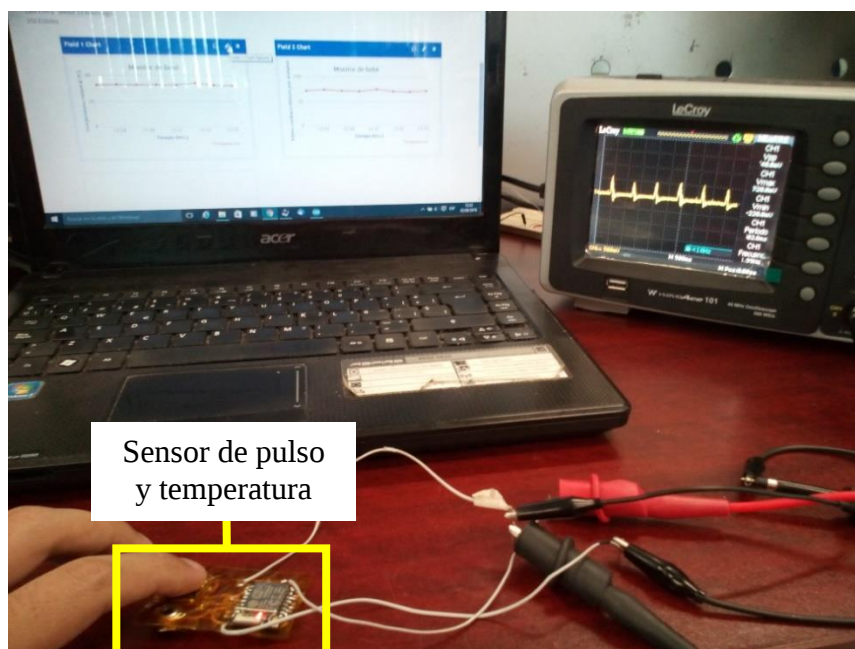


Figura 2.22: Implementación del circuito flexible y envío de datos a ThingSpeak.

Además se utilizó una fuente de alimentación externa para observar el consumo total de corriente del dispositivo, el cual tiene un consumo mínimo de aproximadamente 90 mA mientras no transmite datos a internet, ver fig. 2.23. Y el consumo máximo de corriente es alrededor de 110 mA cuando está transmitiendo datos a internet, ver fig. 2.24.



Figura 2.23: Consumo de corriente mínimo del dispositivo, visto desde la fuente de alimentación externa.



Figura 2.24: Consumo de corriente máximo del dispositivo, visto desde la fuente de alimentación externa.

Como se mencionó previamente, el objetivo principal de hacer el circuito flexible, es reducir el tamaño del dispositivo, por lo que se aprovechó la flexibilidad del circuito y se dobló en dos partes, separando la parte donde están colocados los sensores y la parte donde se colocó el módulo ESP8266. Por último se cubrió todo el circuito con otra capa de cinta kapton, dejando al descubierto los sensores, ver fig. 2.25.



a)

b)

Figura 2.25: a) Parte inferior del circuito flexible, b) Parte superior del circuito flexible.

A continuación se utilizó tela de algodón para coser una pequeña bolsa y colocar el circuito flexible adentro. Se eligió algodón porque es suave y cómodo, puesto que el dispositivo estará en contacto directo con la piel del bebé, y éste no debe ocasionar molestias o irritar su piel. Para poder abrir y cerrar la bolsa con facilidad se colocó velcro en la abertura y en la parte posterior de la bolsa. Además se dejaron los cables de alimentación y de la salida del sensor de pulso por afuera de la bolsa para poder tener fácil acceso a ellos, ver fig. 2.26.



a)



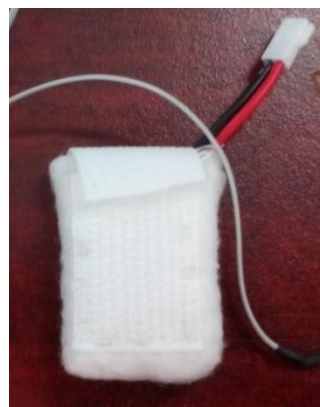
b)

Figura 2.26: a) Parte frontal del dispositivo, b) Parte posterior del dispositivo.

Para el prototipo final se empleó una batería Li-Po con capacidad de 250mAh, la cual se eligió debido a que fue la batería más pequeña que se pudo adquirir. Tomando en cuenta que el consumo máximo de corriente del dispositivo es de 110mA aproximadamente la capacidad de la batería sería suficiente para alimentar todo el dispositivo y mantenerlo funcionando durante poco más de 2 horas; tiempo necesario para realizar las pruebas experimentales. Además el tamaño de la batería es similar al del circuito, por consiguiente también se realizó una pequeña bolsa para introducir la batería, de la misma forma que se hizo con la bolsa del circuito, se cosió velcro en la abertura para poder acceder a ella fácilmente, y también en la parte posterior de la bolsa, dejando los conectores de la batería por afuera, ver fig. 2.27.



a)



b)

Figura 2.27: a) Parte frontal de la batería, b) parte posterior de la batería.

Finalmente, para diseñar la tobillera con la que se sujeta el dispositivo al tobillo del bebé, se utilizó una venda elástica y se cubrió completamente con tela de algodón para no generar incomodidad en el bebé, además se cosió velcro a lo largo de la tobillera, tanto en la parte interna como en la externa, se hizo de esta forma para poder adherir y quitar fácilmente

el circuito donde están los sensores y también la batería. El prototipo final del dispositivo se aprecia en la fig. 2.28.



Figura 2.28: Prototipo final del dispositivo para monitoreo de pulso y temperatura en bebés.

2.9 Conclusiones

Para la instrumentación de ambos sensores, el sensor de pulso fue el más complicado de implementar, ya que su principio de funcionamiento está basado en la reflexión de luz y así como tiene sus ventajas con respecto a otro tipo de sensores, también tiene sus desventajas, por ejemplo, la detección correcta del ritmo cardiaco depende mucho del movimiento de la parte del cuerpo donde se coloca el sensor, por lo que un movimiento rápido o brusco genera mediciones erróneas. Por otra parte, se presentó la idea incorrecta de que si se emita más luz infrarroja, sería más fácil detectar la señal del pulso, pero resultó ser todo lo contrario, pues la luz provocaba mucha saturación en el fotodiodo y no se lograba una medición adecuada. Además, el sensor dependía de la geometría de colocación de los leds infrarrojos con respecto a los fotodiodos, es decir, los leds no podían estar muy cerca de los fotodiodos, pero tampoco muy alejados, pues igualmente se presentaban mediciones incorrectas. El único detalle que se presentó con el sensor de temperatura fue que al momento de buscar sensores sensibles a la radiación infrarroja, no se encontraron muchos en el mercado que se adaptaran a la aplicación que se necesitaba, al diseño del dispositivo, y que además fueran de fácil acceso, por lo que se optó por el sensor MLX90614.

CAPÍTULO 3. FIRMWARE

Una vez completada la parte del hardware del sistema, se prosiguió a desarrollar la etapa del firmware que tendrá como fin realizar la lectura y procesamiento de las señales del sensor de pulso y temperatura. Además de transmitir dichos datos a una página web a través de una comunicación Wi-Fi. El funcionamiento básico del firmware se simplifica en el diagrama a bloques de la fig. 3.1.

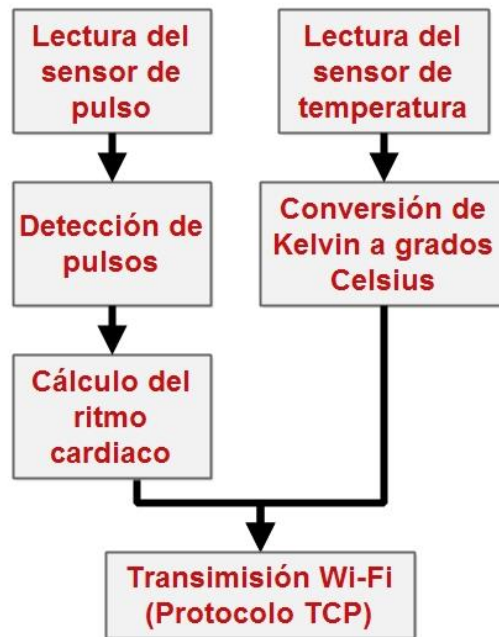


Figura 3.1: Diagrama a bloques que representa el firmware del sistema.

3.1 Filtros para eliminar ruido

Para obtener un nivel de umbral variable y calcular el ritmo cardiaco fue necesario implementar algunos filtros digitales en el firmware. Un filtro digital, es un filtro que opera sobre señales digitales. Es una operación matemática que toma una secuencia de números (la señal de entrada) y la modifica produciendo otra secuencia de números (la señal de salida) con el objetivo de resaltar o atenuar ciertas características. Puede existir como una fórmula en un papel, un loop en un programa de computadora, como un circuito integrado en un chip.

3.1.1 Promedio

Filtro de respuesta de impulso finito (sin retroalimentación) con coeficientes ponderados por igual. Toma las tres muestras más recientes y calcula su promedio. Se aplica para eliminar ruido periódico (por ejemplo de fuentes de alimentación) [42].

$$y[i] = \frac{1}{3}\{x[i] + x[i - 1] + x[i - 2]\}, \quad (3.1)$$

Donde: $y[i]$ es la salida en el instante i , $x[i]$ es la entrada en el instante i , $x[i - 1]$ es la entrada en el instante $(i - 1)$ y $x[i - 2]$ es la entrada en el instante $(i - 2)$.

3.1.2 Filtro de primer orden IIR (1/k)

Filtro de respuesta de impulso infinito (feedback) con una respuesta al escalón similar a un filtro de paso bajo RC, pasando así las señales de baja frecuencia (respuestas táctiles). A mayores k -valores resulta menos ruido, pero se ralentiza la respuesta. Este tipo de filtro se aplica para eliminar ruido de alta frecuencia [42].

$$y[i] = \frac{1}{k}\{x[i] + (k - 1)y[i - 1]\}, \quad (3.2)$$

Donde: $y[i]$ es la salida en el instante i , $x[i]$ es la entrada en el instante i , k es una constante y entera positiva, $y[i - 1]$ es la salida en el instante $(i - 1)$.

3.2 Detección de pulsos en el ritmo cardiaco

Para detectar el momento en el que se presenta un pulso durante la medición del ritmo cardiaco, se tomaron en cuenta tres muestras de la señal analógica del sensor optoelectrónico de pulso; correspondientes a la muestra anterior, la muestra actual y la muestra siguiente de la señal. De tal manera que si el valor de la muestra actual es mayor a los valores de la muestra anterior y de la muestra siguiente, entonces se indicará que existe un pico en la señal. Debido a que pueden presentarse algunas señales de ruido no deseadas durante las mediciones, es necesario implementar un nivel de umbral para descartar la detección de picos no deseados. Por consiguiente, cada vez que un pico sobrepase el valor del umbral propuesto, éste se contabilizara y se almacenará en una variable para su uso posterior, lo anterior se resume en el diagrama de flujo de la fig. 3.2.

Es importante mencionar que la amplitud de los pulsos no es siempre la misma, ya que a veces el sensor no se encuentra colocado correctamente o porque se presenta algún movimiento externo que puede perturbar las mediciones. Por lo tanto, se propuso un nivel de umbral variable, de esta forma se pueden detectar pulsos de diferentes amplitudes, excluyendo las señales más pequeñas que corresponden a algún tipo de ruido.

Para que la amplitud del umbral sea variable se empleó un filtro de respuesta de impulso infinito, este tipo de filtro se aplica para eliminar ruido de alta frecuencia [42]. Los filtros IIR, también conocidos como sistemas auto-regresivos, son llamados de respuesta infinita, porque el proceso de filtrado se realiza por medio de la evaluación de la ecuación de diferencias que regulan el sistema. Como la ecuación de diferencias depende de las salidas anteriores del filtro, existe una dependencia de los infinitos estados anteriores de la variable

de salida a la variable de salida actual, por tal razón son llamados de respuesta al impulso infinita. La ecuación para implementar el filtro IIR se obtiene de la ecuación (3.2).

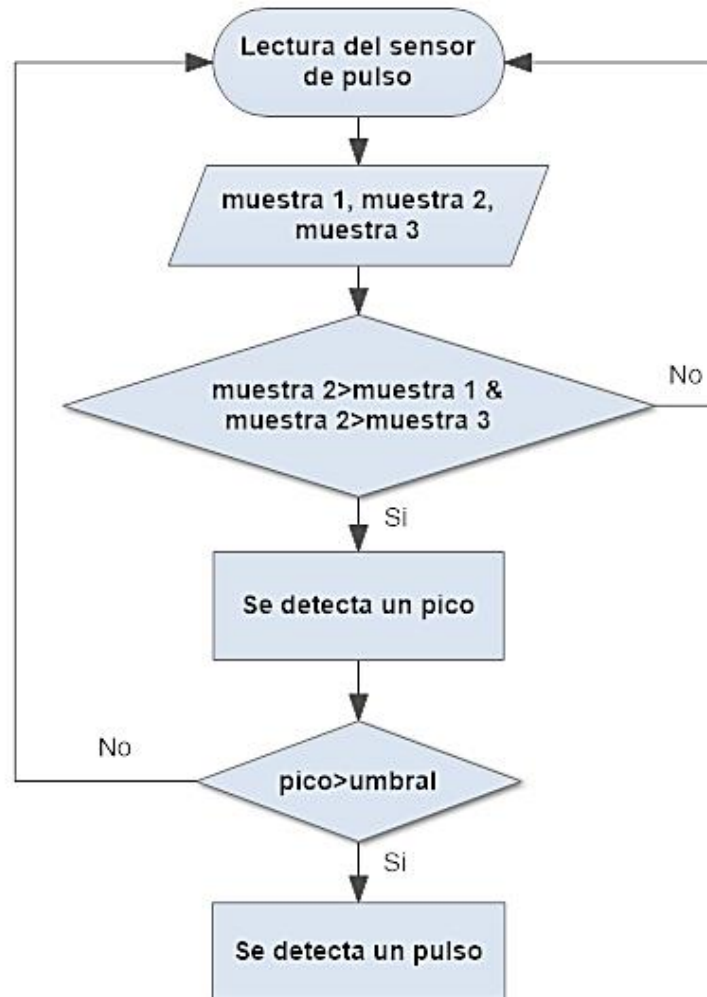


Figura 3.2: Diagrama de flujo que representa la detección de pulsos en el firmware del dispositivo.

Tomando como referencia la ecuación (3.2), y que el valor total del umbral equivale al 100%, se propuso que el resultado dependiera únicamente del valor de umbral anterior y de la muestra actual que corresponde al pico anterior; dividiendo ambas proporciones en 80% y 20%, respectivamente. Asignándole mayor porcentaje al umbral anterior para que el valor del umbral no tuviera cambios muy abruptos al momento de cambiar el valor de su amplitud. Además, se propuso emplear el 50% del valor máximo de la muestra actual (del pico anterior), para garantizar un mejor resultado. Puesto que de esta manera, el valor de umbral puede cambiar fácilmente sin importar que los pulsos tengan diferente amplitud. Lo anterior se resume en la ecuación (3.3).

$$umbral = 0.8(umbral\ anterior) + 0.1(muestra\ actual), \quad (3.3)$$

Donde: el umbral anterior es el valor anterior del umbral y la muestra actual es el valor máximo del pico anterior.

Para demostrar el funcionamiento del umbral variable se realizaron mediciones del ritmo cardiaco en una persona adulta durante 60 segundos, y así observar su comportamiento de manera gráfica, ver fig. 3.3. En color verde se observa la señal analógica obtenida del sensor de pulso, en color rojo se muestran los pulsos detectados que cumplen con la condición que indica que cuando un pico sea mayor que el nivel de umbral, se detectará un pulso en el ritmo cardiaco. Al final de los 60 segundos, se detectaron 75 pulsos en total. En color azul se puede apreciar el comportamiento del umbral variable, el cual cambia su valor con respecto a la amplitud de los picos detectados.

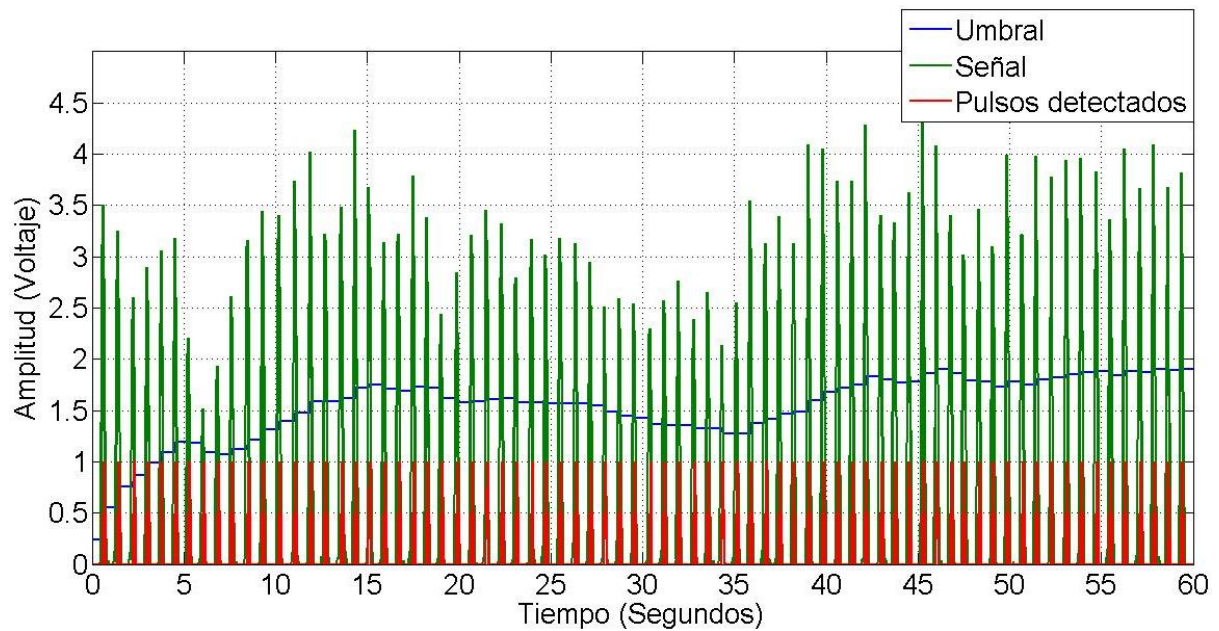


Figura 3.3: Comportamiento del umbral variable con respecto al tiempo.

En la fig. 3.4 se hace un acercamiento a la gráfica anterior, para visualizar mejor el comportamiento de la detección de cada pulso en el ritmo cardiaco y también el umbral variable, durante un lapso de 10 segundos aproximadamente. Como se observa, aunque los picos tienen diferente amplitud, el umbral es capaz de modificar su valor en un corto periodo de tiempo. Debido a que todos los picos logran rebasar el umbral, se detectan como pulsos, identificándolos en color rojo solamente como comprobación de lo que se esperaba.

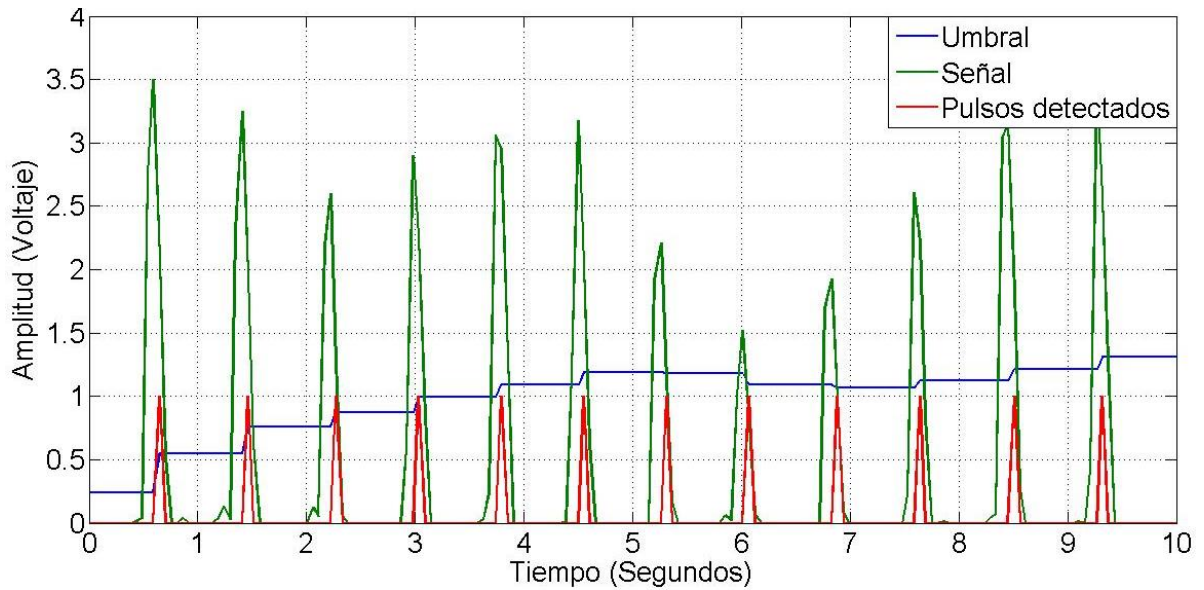


Figura 3.4: Acercamiento a la gráfica de la respuesta del umbral variable con respecto al tiempo.

3.3 Estrategias para el cálculo de la frecuencia cardiaca

Para calcular el ritmo cardíaco, se propusieron cuatro formas diferentes para obtener el promedio de pulsos detectados en un minuto. Y al final se graficó el comportamiento de cada uno para hacer una comparación del desempeño, ventajas y desventajas de cada uno.

Para los algoritmos 1 y 3, se utilizó la ecuación (3.4) para obtener la frecuencia cardíaca durante un minuto. Ya que el periodo es el inverso de la frecuencia, de esta manera se puede calcular el número de pulsos por minuto, multiplicando el resultado por 60000, ya que la unidad de tiempo en el microcontrolador es en milisegundos.

$$\text{Número de pulsos por minuto} = \frac{60000}{\text{tiempo actual} - \text{tiempo anterior}}, \quad (3.4)$$

Donde: el tiempo actual es el instante donde se detecta el pulso actual y el tiempo anterior corresponde al momento que se presentó el pulso anterior.

El algoritmo 1 primero calcula el tiempo que se presenta entre dos pulsos y utilizando el resultado de la ecuación (3.4) se filtra el resultado, empleando el filtro de respuesta al impulso infinito para que no existan muchas variaciones y evitar ruido de alta frecuencia. Para ello, se utilizó la ecuación (3.2) y se propuso multiplicar el 90% del valor que corresponde al pulso actual y el 10% del valor que corresponde al pulso anterior, con el fin de que el valor del pulso actual tuviera un mayor peso en el resultado, como se muestra en la ecuación (3.5). La respuesta del algoritmo 1 se observa en la fig. 3.5.

$$\text{Algoritmo 1} = 0.9(\text{Pulso actual}) + 0.1(\text{Pulso anterior}), \quad (3.5)$$

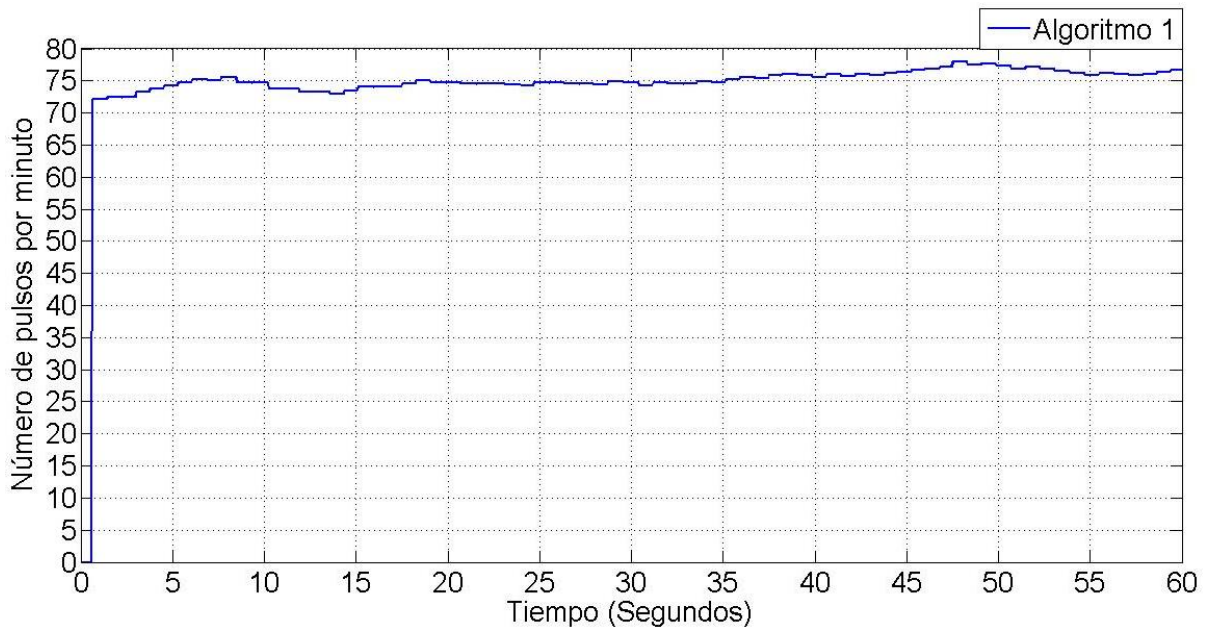


Figura 3.5: Respuesta del algoritmo 1 con respecto al tiempo.

El algoritmo 2 es muy simple, solamente contabiliza el número de pulsos que ocurren en un segundo y después lo multiplica por 60 para obtener el promedio por minuto. Tal como se valida en la ecuación (3.6). La respuesta del algoritmo 2 se muestra en la fig. 3.6.

$$\text{Algoritmo 2} = 60(\text{Número de pulsos por segundo}) \quad (3.6)$$

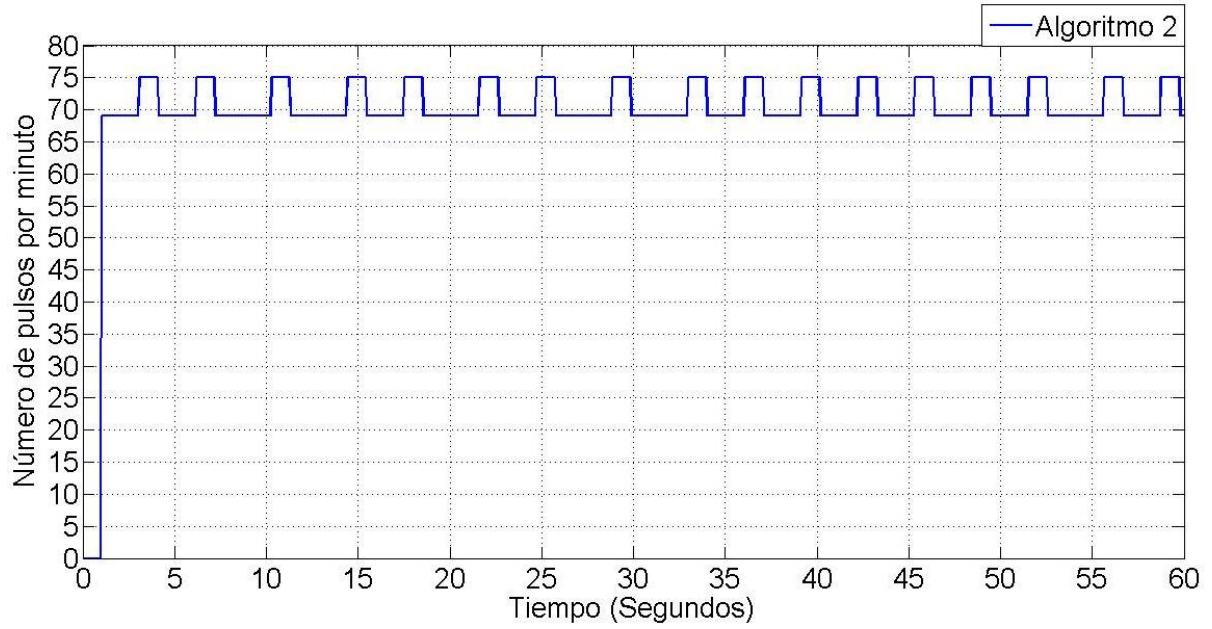


Figura 3.6: Respuesta del algoritmo 2 con respecto al tiempo.

Al igual que el algoritmo 1, el 3 también calcula el tiempo que transcurre entre dos pulsos y haciendo uso de la ecuación (3.4), se hace el promedio de tres muestras consecutivas utilizando la ecuación (3.1). Por lo tanto, se toma en cuenta el valor del pulso actual y los dos valores anteriores a este, de forma que la ecuación resultante es como se presenta en la (3.7). La respuesta del algoritmo 3 se identifica en la fig. 3.7.

$$\text{Algoritmo 3} = \left(\frac{\text{pulso antepenúltimo} + \text{pulso último} + \text{pulso actual}}{3} \right) \quad (3.7)$$

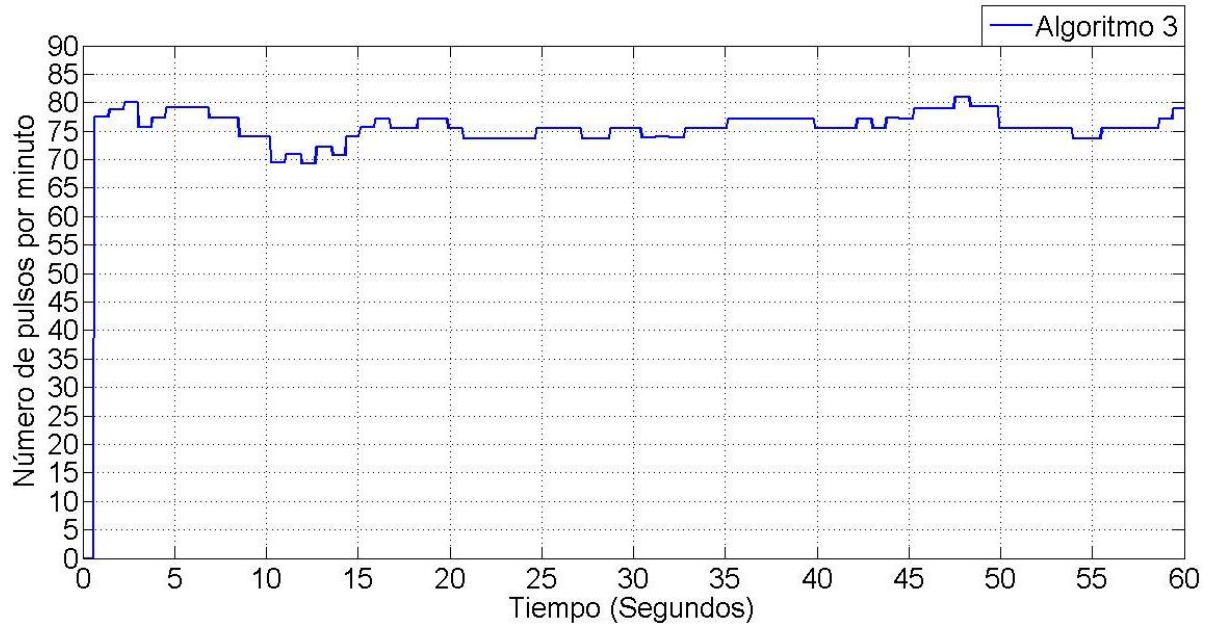


Figura 3.7: Respuesta del algoritmo 3 con respecto al tiempo.

Finalmente el algoritmo 4 obtiene el promedio de pulsos por minuto, contabilizando el número de pulsos y el tiempo en el que estos ocurren, reiniciando el algoritmo cada minuto para que no se tome en cuenta el promedio de todos los pulsos que se presentaron desde el inicio y así evitar errores en caso de que no se detecten algunos pulsos durante algún periodo de tiempo. Por lo cual, se utilizó la ecuación (3.8). Y posteriormente se aplicó un filtro de respuesta de impulso infinito para mejorar su desempeño, como lo muestra la ecuación (3.9). Dándole un mayor peso al valor actual que al anterior para evitar cambios bruscos en el valor resultante. La respuesta del algoritmo 4 se muestra en la fig. 3.8.

$$\text{Algoritmo 4} = 60000 \left(\frac{\text{número de pulsos}}{\text{tiempo actual} - \text{tiempo de referencia}} \right) \quad (3.8)$$

$$\begin{aligned} \text{Algoritmo 4} = & 0.9(\text{Pulso actual algoritmo 4}) \\ & + 0.1(\text{Pulso anterior algoritmo 4}) \end{aligned} \quad (3.9)$$

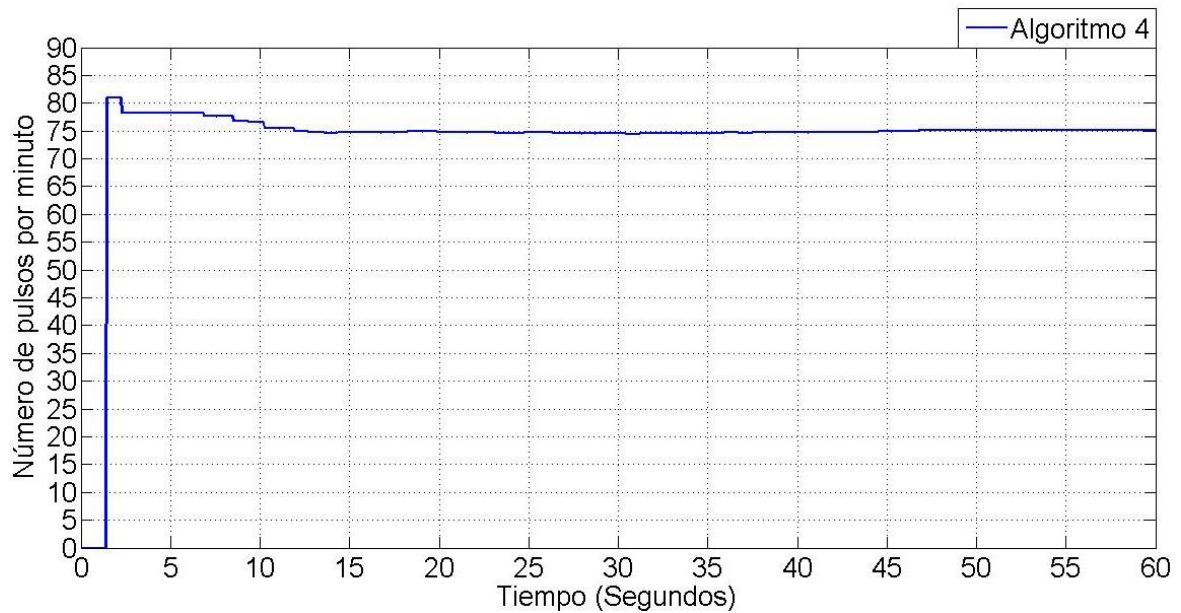


Figura 3.8: Respuesta del algoritmo 4 con respecto al tiempo.

En la fig. 3.9 se hace la comparación entre los 4 algoritmos, como se dijo anteriormente, la cantidad de pulsos detectados en un minutos fueron 75, por lo cual, el algoritmo que se mantiene más cerca a ese valor es el algoritmo 4, en comparación con los demás, el algoritmo 1 tiene menor sobreimpulso pero no se mantiene tan constante, el algoritmo 2 presenta una respuesta casi periódica pero varía mucho entre dos valores diferentes, y finalmente el algoritmo 3 tiene mucha oscilación, a pesar de que por lapsos llega a estar en el valor correcto.

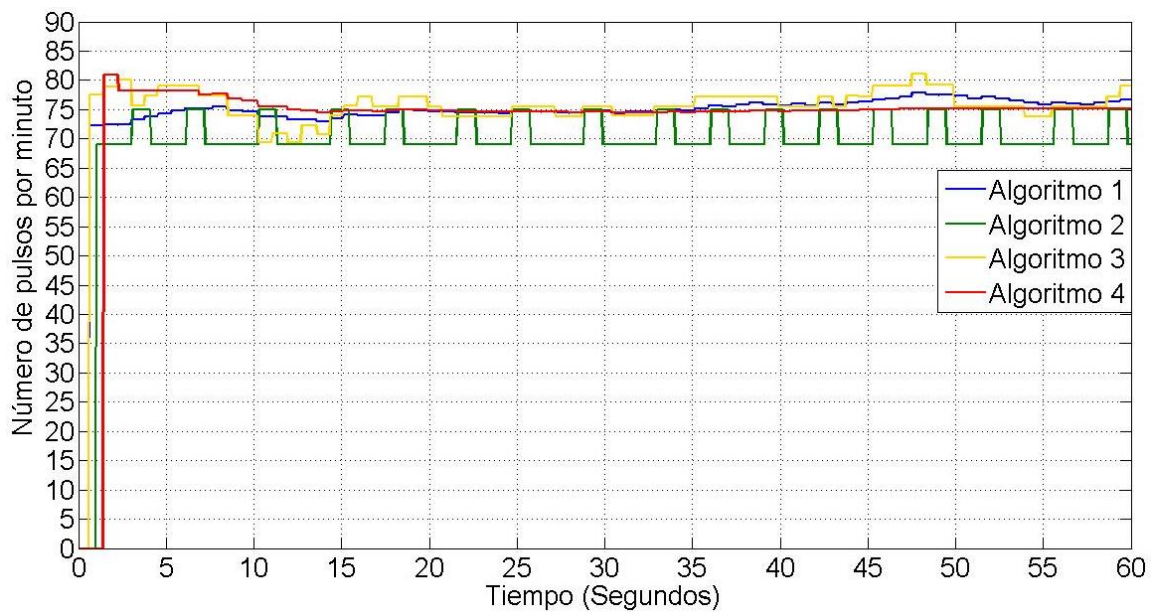


Figura 3.9: Respuesta de los cuatro algoritmos propuestos con respecto al tiempo

Para hacer una comparación temporal de la respuesta de los cuatro algoritmos propuestos, con respecto a la señal del ritmo cardiaco durante un minuto, se colocaron ambas gráficas para identificar como es el comportamiento de cada algoritmo con respecto a la señal del ritmo cardiaco, ver fig. 3.10.

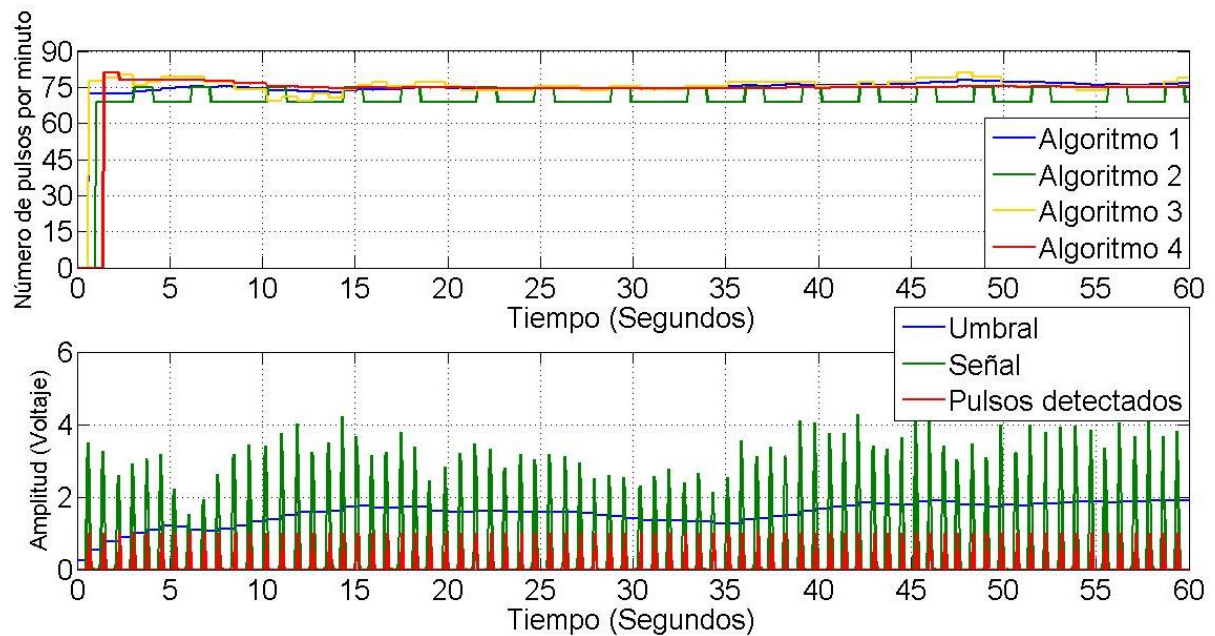


Figura 3.10: Comparación de los algoritmos propuestos y la señal del ritmo cardiaco con respecto al tiempo.

En la fig. 3.11 se hace un acercamiento a las gráficas que corresponden al comportamiento de los algoritmos propuestos y la señal del ritmo cardiaco con respecto al tiempo, en un corto lapso, como se puede observar, el algoritmo 4 es el que se mantiene más cerca de valor adecuado, en comparación con los demás algoritmos.

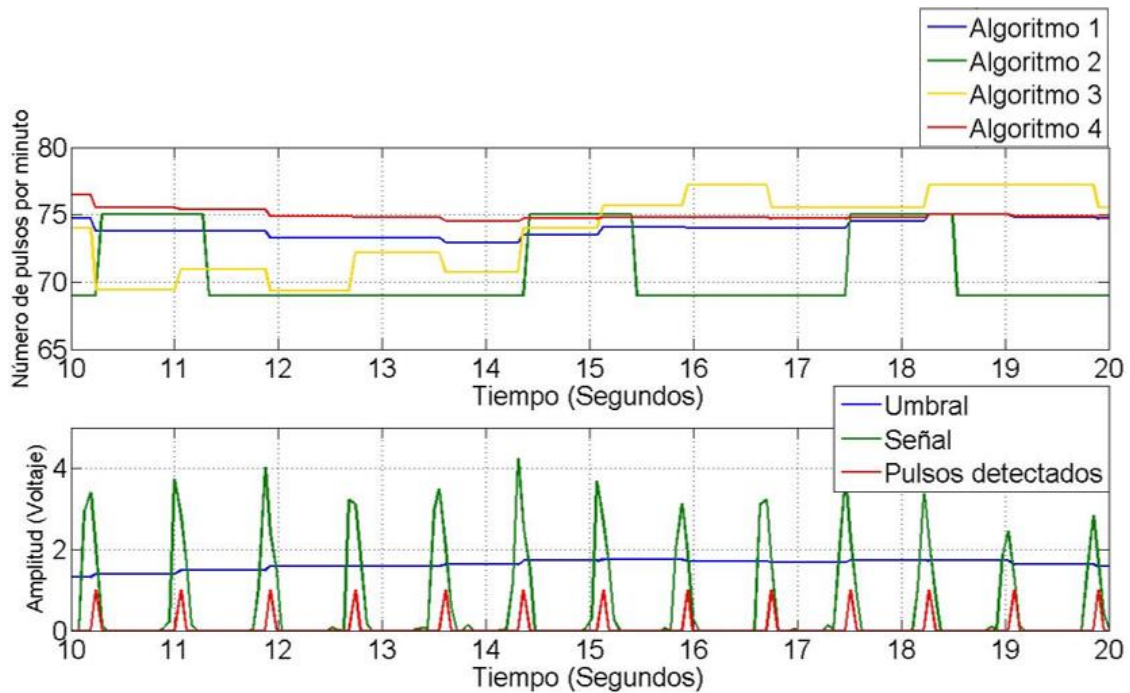


Figura 3.11: Acercamiento a las gráficas correspondientes al comportamiento de algoritmos propuestos y ritmo cardiaco, con respecto al tiempo.

En la fig. 3.12 se hace únicamente la comparación entre la respuesta del algoritmo 4 y la señal del ritmo cardiaco durante el lapso de un minuto, tal como se ve, el comportamiento de dicho algoritmo presenta un pequeño sobreimpulso y tarda aproximadamente 15 segundos en estabilizarse, posteriormente se mantiene muy cerca del valor de 75 pulsos por minuto.

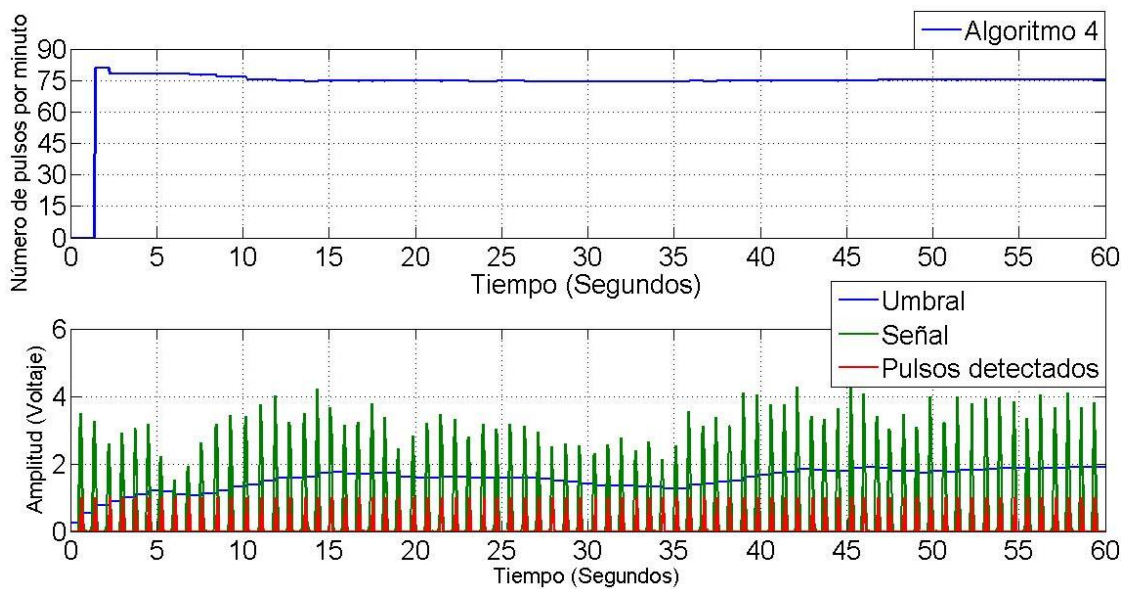


Figura 3.12: Comparación de la respuesta del algoritmo 4 y la señal del ritmo cardiaco con respecto al tiempo.

Finalmente, se eligió el algoritmo 4 para aplicarlo en el sistema y de esta manera poder calcular el promedio de los pulsos por minuto a partir de la señal del ritmo cardiaco generada por el sensor de pulso. Ya que es el que se mantiene más cerca del valor correcto a lo largo del tiempo. Para evitar las pequeñas oscilaciones en el comportamiento del algoritmo, se trabajó con números de tipo entero y redondear los números decimales. Por lo cual, el comportamiento final del algoritmo se puede validar en la fig. 3.13.

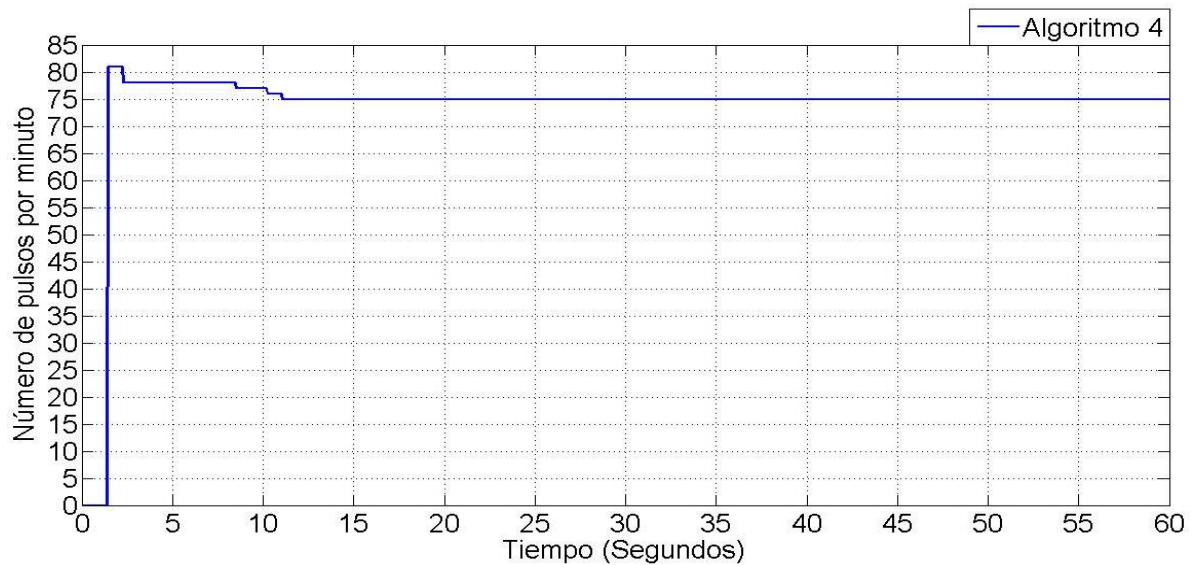


Figura 3.13: Respuesta del algoritmo 4 con respecto al tiempo, empleando números enteros.

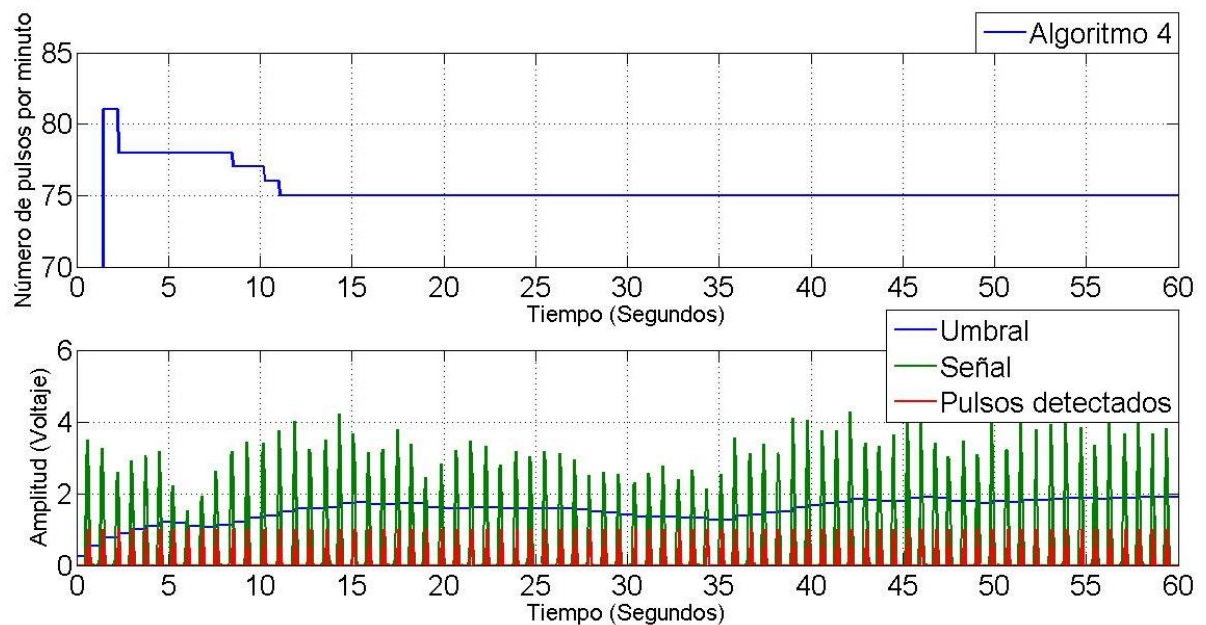


Figura 3.14: Comparación de la respuesta del algoritmo 4 empleando números enteros y la señal del ritmo cardiaco con respecto al tiempo.

Ahora en la fig. 3.14 se hace una comparación entre la respuesta del algoritmo 4 empleando números enteros y la señal del ritmo cardiaco durante el lapso de un minuto, tal como se hizo en la fig. 3.12, como se aprecia, el comportamiento del algoritmo aún presenta un pequeño sobreimpulso, pero el tiempo de establecimiento es menor, y al final el número de pulsos por minuto se mantiene en 75.

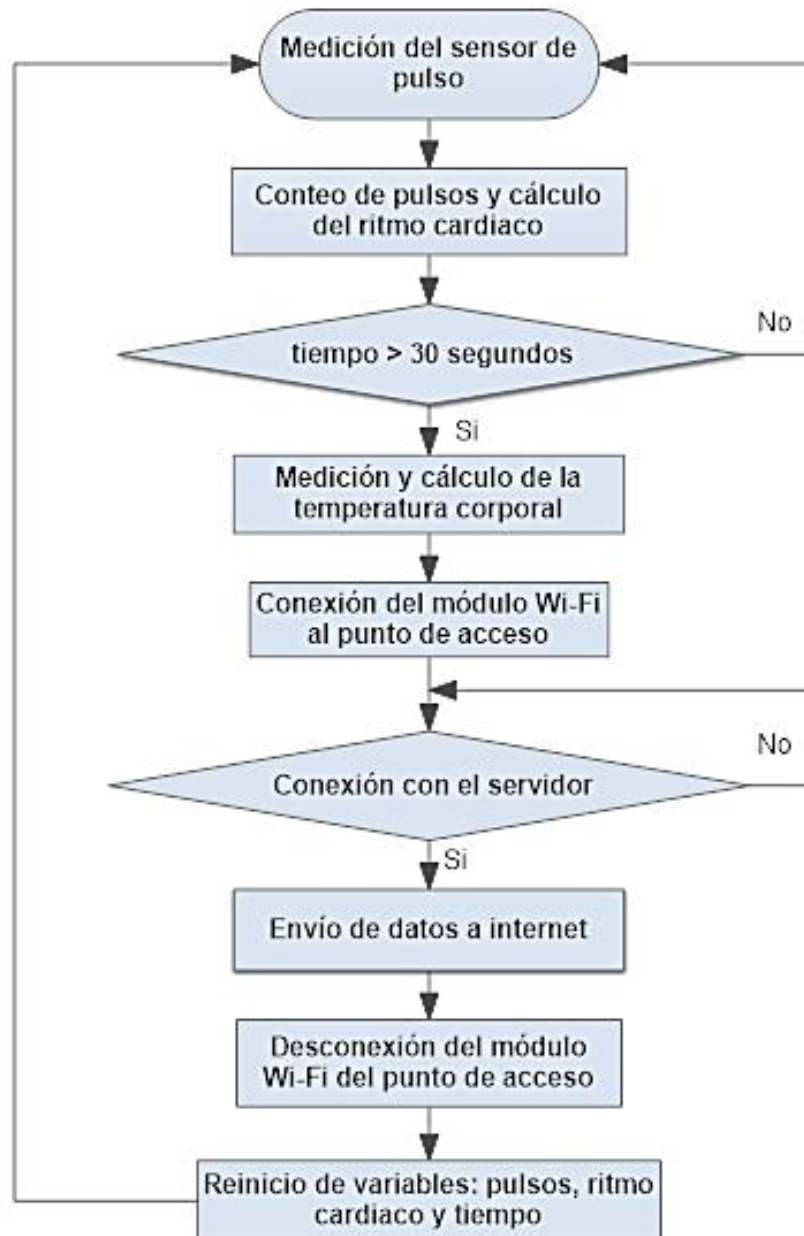


Figura 3.15: Diagrama de flujo que representa el funcionamiento completo del firmware del dispositivo.

3.4 Conclusiones

Se propusieron cuatro formas diferentes de calcular el ritmo cardiaco, pero el algoritmo 4 fue el que mejor respuesta tuvo durante las pruebas experimentales, y es el que se utilizó en el prototipo final. Además se empleó números enteros en el resultado del algoritmo 4 porque se decidió que la resolución del sensor de pulso fuera de 1 pulso por minuto, similar a los dispositivos comerciales.

Es importante señalar que el envío de datos a internet fue otro detalle a resolver en el firmware, ya que durante la conexión al servidor y el envío de datos a internet, se presenta ruido en la señal de salida del sensor de pulso, lo cual generaba error en la detección del ritmo cardiaco. Debido a que no se logró solucionar esto mediante hardware, se decidió separar el proceso de conexión y envío de datos a internet, del proceso de cálculo del ritmo cardiaco. De esta manera se logró dar solución a esta problemática.

CAPÍTULO 4. COMUNICACIÓN WI-FI

Una vez comprobado el funcionamiento del dispositivo con conectividad bluetooth, se propuso cambiar la interfaz inalámbrica a Wi-Fi. Para realizar la comunicación inalámbrica del sistema con cualquier dispositivo móvil o PC, se propuso utilizar el módulo ESP8266, que ofrece una solución completa y muy económica para conexión de sistemas a redes Wi-Fi, es pequeño (24.8 x 14.3 mm), y tiene un buen nivel de prestaciones para ser usado con microcontroladores de gama media y alta. Además existen diversas versiones del módulo, el funcionamiento de cada módulo es similar, la diferencia radica en el acceso a los pines del microcontrolador, en algunas versiones no se tiene acceso a cada uno de ellos. Para el presente proyecto se emplearon solamente 2 versiones del módulo ESP8266, la versión 1, ver fig. 4.1 a) y la versión 7, ver fig. 4.1 b).

4.1 Módulo ESP8266

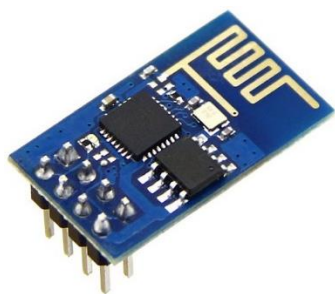
ESP8266 ofrece una solución completa y autónoma de las redes Wi-Fi, lo que le permite ser host de la aplicación o para descargar todas las funciones de red Wi-Fi desde otro procesador de aplicaciones.

Cuando ESP8266 aloja la aplicación, y cuando es el único procesador de aplicaciones en el dispositivo, es capaz de arrancar directamente desde una memoria flash externa. Se ha integrado caché para mejorar el rendimiento del sistema en tales aplicaciones, y para minimizar los requisitos de memoria.

Alternativamente, actuando como adaptador Wi-Fi, se puede agregar acceso inalámbrico a internet a cualquier diseño basado en microcontrolador por la conectividad a través de la interfaz UART o la interfaz de puente de CPU AHB.

La capacidad del módulo ESP8266 de procesamiento y almacenamiento le permite estar integrado con los sensores y otros dispositivos de aplicación específica a través de sus GPIOs con un desarrollo mínimo por adelantado y carga mínima durante el tiempo de ejecución. Con su alto grado de integración en el chip, que incluye el conmutador de antena balun, convertidores de administración de energía, requiere un mínimo de circuitería externa, y toda la solución, incluyendo el módulo está diseñado para ocupar el mínimo área del PCB.

Algunas características sofisticadas del sistema incluyen la función de dormir/activación de conmutación rápida para VoIP, radio adaptable de empuje para un funcionamiento de bajo consumo, procesamiento de señales avanzadas, y estimulan las funciones de cancelación y radio de coexistencia del celular, Bluetooth, DDR, LVDS, y mitigación de interferencia LCD [43].



a)



b)

Figura 4.1: a) Módulo ESP8266 versión 1, b) módulo ESP8266 versión 7.

4.1.1 Características técnicas

- Protocolos soportados: 802.11 b/g/n.
- Wi-Fi Direct (P2p), Soft Access Point.
- Protocolo TCP/IP integrado.
- Switch TR integrado, balun, LNA, amplificador de potencia y red de adaptación.
- PLL, reguladores y unidades de manejo de energía integrados.
- Potencia de salida: +19.5 dBm en modo 802.11b.
- Sensor de temperatura integrado.
- Consumo en modo de baja energía: <10 μ A.
- Procesador integrado de bajo consumo de 32 bits, puede ser utilizado como procesador de aplicaciones.
- Wi-Fi 2.4 GHz, soporta WPA/WPA2.
- Tamaño ultra reducido (11.5mm x 11.5mm).
- Conversor analógico a digital de 10-bits.
- Soporta variedad de antenas.
- SDIO 2.0, SPI, UART, I2C.
- STBC, 1×1 MIMO, 2×1 MIMO.
- A-MPDU & agregación A-MSDU & 0.4 μ s de intervalo de guardado.
- Encendido y transmisión de datos en menos de 2ms.
- El consumo de energía en espera es de menos de 1.0mW (DTIM3).
- Rango de temperatura de operación: -40 °C a 125 °C.

4.1.2 Tecnología de ultra baja potencia

ESP8266 ha sido diseñado para los teléfonos móviles, la electrónica portátil y aplicaciones de Internet de las cosas, con el objetivo de lograr el menor consumo de energía con una combinación de varias técnicas propias. La arquitectura de ahorro de energía funciona en 3 modos: el modo activo, modo de reposo y el modo de sueño profundo.

Mediante el uso de técnicas avanzadas de administración de energía, las funciones lógicas de apagado y para controlar la conmutación entre modos de espera y activo, no son necesarias. ESP8266 consume menos de 12 μ A en modo de reposo y menos de 1.0mW (DTIM=3) o menos de 0.5mW (DTIM=10) para mantenerse conectado al punto de acceso.

Cuando está en modo de suspensión, sólo permanecen activos el reloj de tiempo real calibrado y el watchdog. El reloj de tiempo real puede ser programado para despertar al ESP8266 en cualquier intervalo requerido.

El ESP8266 puede ser programado para despertar cuando se detecta una condición especificada. Esta característica de tiempo de despertar mínimo del ESP8266 puede ser utilizado por los dispositivos móviles SOC (System on chip), que les permite permanecer en el modo de espera de bajo consumo hasta que se necesita Wi-Fi.

Con el fin de satisfacer la demanda de potencia de los dispositivos electrónicos móviles y portátiles, el ESP8266 se puede programar para reducir la potencia de salida del PA (Power amplifier) para adaptarse a diferentes perfiles de aplicación, mediante la negociación fuera rango de consumo de energía.

4.1.3 Alto nivel de integración

Mediante la integración de los componentes más costosos, tales como la unidad de administración de energía, interruptor TR (Transmit/Receive), balun RF (Radio frequency), PA de alta potencia capaz de suministrar +25 dBm (pico), ESP8266 asegura que el costo de la lista de materiales sea el más bajo posible, y la facilidad de integración en cualquier sistema.

4.1.4 Interfaces

El ESP8266 contiene varias interfaces analógicas y digitales que se describen en las siguientes secciones.

4.1.4.1 Maestro SI / Control SPI (Opcional)

La interfaz serie principal (SI) puede funcionar en configuraciones de bus de dos, tres o cuatro líneas para controlar la EEPROM u otros dispositivos I²C/SPI. Múltiples dispositivos I²C con diferentes direcciones de dispositivos son compatibles al compartir el bus de 2 líneas.

Se admiten múltiples dispositivos SPI mediante el intercambio de las señales de reloj y de datos, utilizando pines GPIO separados y controlados por software como selector de chip.

El SPI puede ser utilizado para el control de dispositivos externos, tales como memorias de serie flash, códecs de audio, u otros dispositivos esclavos. Se configura como un dispositivo SPI maestro estándar con 3 pines diferentes activados:

- SPI_EN0,
- SPI_EN1,
- SPI_EN2.

Tanto el maestro y el esclavo SPI son compatibles con el último, utilizado como una interfaz de host.

SPI_EN0 se utiliza como una señal de habilitación a una memoria flash serie externa para la descarga de código de parche y/o datos MIB (Management Information Base) a la banda base en una aplicación embebida. En una aplicación basada en host, el código de parche y datos MIB, alternativamente, pueden ser descargados a través de la interfaz de host. Este pin está activo en bajo y debe dejarse abierto si no se utiliza.

SPI_EN1 se utiliza generalmente para una aplicación de usuario, por ejemplo, para controlar un códec de audio externo o sensor ADC, en una aplicación embebida. Este pin está activo bajo y debe dejarse abierta si no se utiliza.

SPI_EN2 generalmente controla una EEPROM para almacenar los datos individuales, como la información MIB, la dirección MAC y los datos de calibración, o para uso general. Este pin está activo en bajo y debe dejarse abierto si no se utiliza.

4.1.5 Entradas/Salidas de uso general

Hay un máximo de 16 pines GPIO. Estos se pueden asignar a varias funciones mediante firmware. Cada GPIO puede ser configurado con pull-up/down internos, entrada disponible para el muestreo por un registro de software, con una entrada que dispare un borde o nivel de interrupción de la CPU, una entrada que dispare una activación de nivel de interrupción, con de drenaje abierto o un controlador de salida push-pull, una fuente de salida de un registro de software, o un PWM DAC sigma-delta. Estos pines son multiplexados con otras funciones, como la interfaz de host, UART, SI, la coexistencia Bluetooth, etc.

4.1.6 Entradas/Salidas digitales

Los pines de entrada/salida digital son bidireccionales, no inversores y tri-estado. Incluye entrada y un búfer de salida con las entradas de control de tres estados. Además de esto, para las operaciones de baja potencia, las entradas/salidas también pueden ajustarse para mantenerse. Por ejemplo, cuando se apague el microprocesador, todas las salidas de señales de habilitación se pueden ajustar para mantenerse en bajo.

La funcionalidad de retención opcional puede ser integrada en la entrada/salida si así se requiere. Cuando la entrada/salida no es impulsada por el circuito interno o externo, la funcionalidad de retención puede ser usada para mantener el estado al último estado usado.

La funcionalidad de retención presenta alguna retroalimentación positiva en el pin. Por lo tanto, el driver externo que controla el pin debe ser más fuerte que la retroalimentación positiva. Sin embargo, la fuerza de accionamiento requerida es pequeña; en el rango de 5 μ A.

Todos los pines de entrada/salida digital están protegidas contra sobrecarga de tensión con un circuito snap-back conectado entre pin y tierra. La tensión de snap-back es alrededor de 6 V y la tensión de retención es de 5.8 V. Esto proporciona protección contra sobretensiones y descargas electrostáticas. Los dispositivos de salida también están protegidos con diodos de las tensiones inversas.

4.1.7 Receptor de 2.4 GHz

El receptor de 2,4 GHz convierte de manera descendente la señal de radiofrecuencia a señales de banda base en cuadratura y las convierte en el dominio digital con 2 ADCs de gran resolución y alta velocidad. Para adaptarse a las diferentes condiciones de canal de señal, se integran filtros de radiofrecuencia, control automático de ganancia, circuitos de cancelación de offset de corriente directa y filtros de banda base, dentro del radio.

4.1.8 Transmisor de 2.4 GHz

El transmisor de 2.4 GHz convierte las señales de cuadratura de banda base a 2.4 GHz, y controla la antena con un amplificador de alta potencia CMOS. El uso de calibración digital mejora aún más la linealidad del amplificador de potencia, habilitando un buen estado de rendimiento, entregando una potencia media de +19 dBm para la transmisión 802.11b y +16dBm para la transmisión 802.11n.

Se integran calibraciones adicionales para cancelar cualquier imperfección del radio, tales como:

- Señal portadora,
- Relación de fase para componentes en fase y en cuadratura, y
- No linealidades de banda base.

Esto reduce la cantidad de tiempo necesario y el equipo de ensayo requerido para las pruebas de producción [43].

4.1.9 Programación

Para realizar la grabación del nuevo firmware en la memoria del módulo, junto con las conexiones que antes se han explicado, es necesario conectar a nivel bajo el pin GPIO0. Además es necesario resetear el integrado justo antes de la programación, colocando el pin RST a bajo por un momento, de lo contrario la aplicación mostrará un error de acceso.

Los módulos más recientes suelen trabajar a 115200 baudios pero como existen tantas implementaciones es difícil saberlo con seguridad así que es probable que sea necesario probar algunos valores hasta encontrar la velocidad correcta de un módulo [44].

4.2 ThingSpeak

El siguiente paso fue realizar algunas pruebas en la página web llamada ThingSpeak para enviar los datos que proporcionan los sensores de pulso y temperatura. ThingSpeak es una plataforma abierta de aplicaciones, diseñada para permitir conexiones significativas entre las personas y los objetos. Se trata de una aplicación Open Source para la Internet de las Cosas y una API (Application Programming Interface) para almacenar y recuperar datos de los objetos usando HTTP sobre Internet o a través de una red de área local. Con ThingSpeak, se pueden crear aplicaciones de sensores de registro, aplicaciones de seguimiento de localización, y una red social de las cosas con las actualizaciones de estado. Puede funcionar a través de un servicio gratuito de host, o bien, en servidores personales. La información es procesada y presentada de un modo significativo. Toda la información es abierta y está accesible para que otros desarrolladores puedan hacer uso de ella [45].

La única limitante que se tiene es que la página se actualiza cada 15 segundos, por lo tanto cada 15 segundos se puede visualizar un dato nuevo en la gráfica.

Primero es necesario registrarse en la página para que proporcione una clave llamada API Key, necesaria para la programación del firmware del ESP8266. Luego se crean los campos que corresponden al número de variables que se quieren monitorear dentro de la opción Channel, y siguiendo las instrucciones que se piden no hay mayor dificultad para hacerlo. En este caso se crearon dos campos, uno para graficar la temperatura corporal (°C) y otro para graficar la frecuencia cardíaca (Número de pulsos por minuto), ver fig. 4.2 y 4.3.

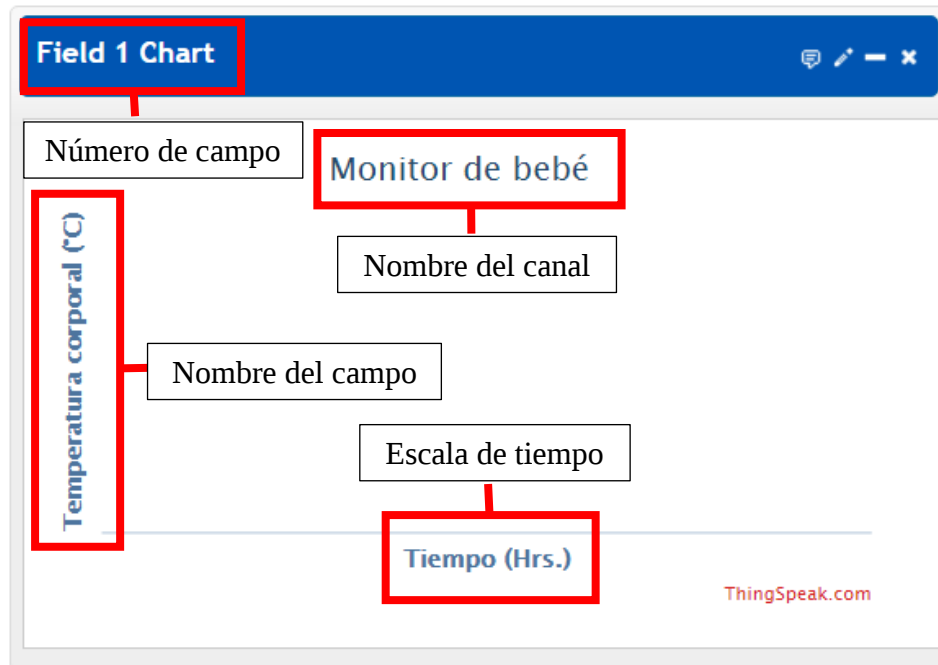


Figura 4.2: Campo para graficar la temperatura corporal.

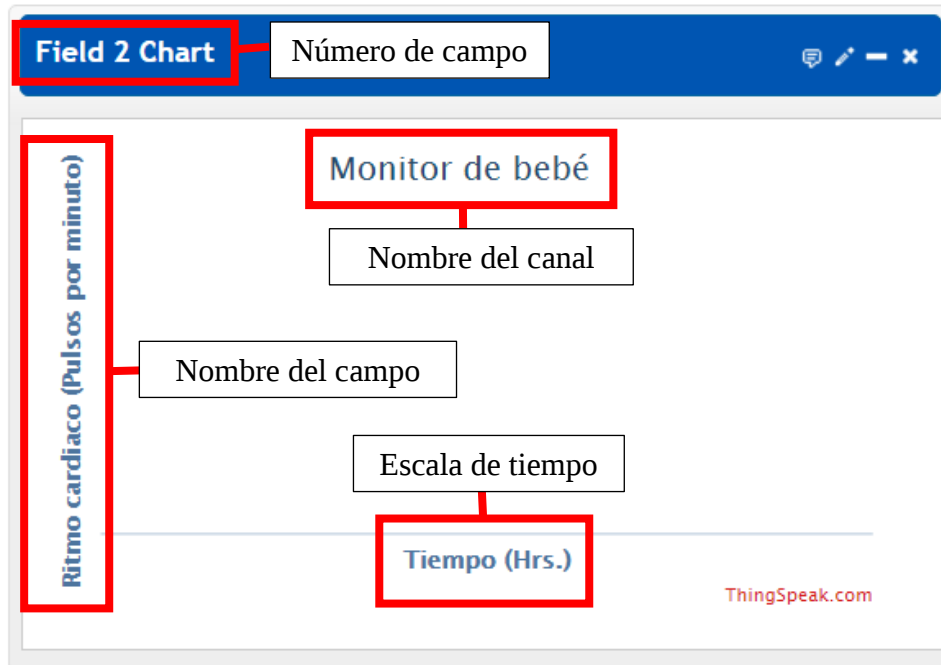
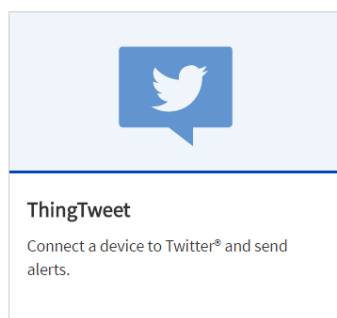


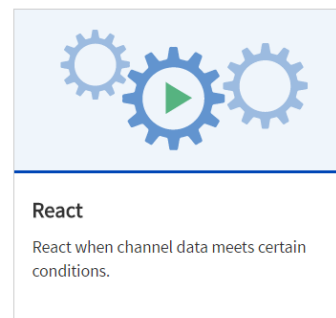
Figura 4.3: Campo para graficar la frecuencia cardiaca.

4.2.1 Aplicaciones para la alarma del dispositivo

ThingSpeak cuenta con diversas aplicaciones para transformar y visualizar datos en sus canales o activar una acción. Para el sistema de alarma del dispositivo, se utilizaron dos de ellas, la aplicación ThingTweet que sirve para vincular una cuenta de Twitter a la cuenta de ThingSpeak, ver fig. 4.4 a). Y la aplicación React que se emplea para realizar acciones cuando los datos del canal cumplen determinadas condiciones, ver fig. 4.4 b).



a)



b)

Figura 4.4: a) Ícono de la aplicación ThingTweet, b) Ícono de la aplicación React.

Con la aplicación React de ThingSpeak se logró hacer el sistema de alarma para dar un aviso a los padres en el momento que el ritmo cardíaco fuera menor a 90 pulsos por minuto, ya que el ritmo cardíaco normal de un bebé es de 100 a 160 pulsaciones por minuto. Entonces cada vez que la condición sea cumplida, se enviará a la cuenta personalizada de tweeter el mensaje: “¡Cuidado!, tu bebé tiene algún problema”. La configuración de la aplicación se observa en la fig. 4.5.

React Name	Alerta bebé	Action	ThingTweet ▼
Condition Type	Numeric ▼	then tweet	¡Cuidado!, tu bebé tiene algún problema
Test Frequency	On Data Insertion ▼	using Twitter account	Pain_2407 ▼
Condition	If channel Monitor de bebé (59611) ▼ field 2 (Ritmo cardíaco (Pulsos por minuto)) ▼ is less than ▼ 90	Options	☐ Run action only the first time the condition is met ☒ Run action each time condition is met Save React

Figura 4.5: Configuración de la aplicación React para el sistema de alarma.

4.3 Conclusiones

Se eligió el módulo ESP8266 debido a que se simplifica bastante la etapa de adquisición y envío de datos a internet, puesto que ahora el módulo Wi-Fi cuenta con su propio microcontrolador, y se logra prescindir de una tarjeta de adquisición de datos independiente.

Se propuso trabajar con la página de ThingSpeak porque es una plataforma de aplicaciones muy completa, permite almacenar los resultados en una base de datos, los cuales pueden importarse en formato JSON (JavaScript Object Notation), XML (Extensible Markup Language) y (CSV) Comma-separated values. Además cuenta diversas aplicaciones de soporte, una de ellas es la aplicación ThingTweet que ayuda a vincular una cuenta de Twitter a la cuenta ThingSpeak. Entonces los dispositivos pueden enviar alertas a través de Twitter utilizando el API de TweetControl. Por lo cual se puede generar un tweet de alerta en el momento que se presente algún inconveniente en los signos vitales del bebé. E incluso se puede vincular ThingSpeak con Matlab para el análisis de datos.

La página de ThingSpeak tiene la limitante de poder actualizarse mínimo cada 15 segundos, pero esto no fue factor para el monitoreo del ritmo cardiaco y la temperatura corporal, puesto que al final se decidió hacer el monitoreo cada 30 segundos. Se hizo de esta manera por tres razones principales. Como primero punto, al no mantener conectado el módulo Wi-Fi todo el tiempo, se ahorra energía durante el funcionamiento del dispositivo. Como segundo punto, la temperatura corporal no es un signo vital que cambie rápidamente, por lo cual no es necesario monitorearlo todo el tiempo. Como tercer punto, 30 segundos es tiempo suficiente para responder a tiempo en caso de que se presente algún problema en el bebé.

CAPÍTULO 5. RESULTADOS EXPERIMENTALES

Se realizaron pruebas en la página de ThingSpeak para observar el comportamiento de la señal de ambos sensores, enviando un dato cada 15 segundos aproximadamente, graficando la temperatura corporal ($^{\circ}\text{C}$) y el ritmo cardiaco (Pulsos por minuto) en una persona adulta, durante un cierto periodo de tiempo. Los resultados obtenidos se observan en la fig. 5.1 y fig. 5.2. Como se aprecia, el valor de la temperatura se mantiene alrededor de los 36°C y la frecuencia cardiaca se aproxima a los 75 pulsos por minuto. Los picos que se presentan en la gráfica del ritmo cardiaco se deben a que el sensor no estaba correctamente colocado y no detectaba todos los pulsos.

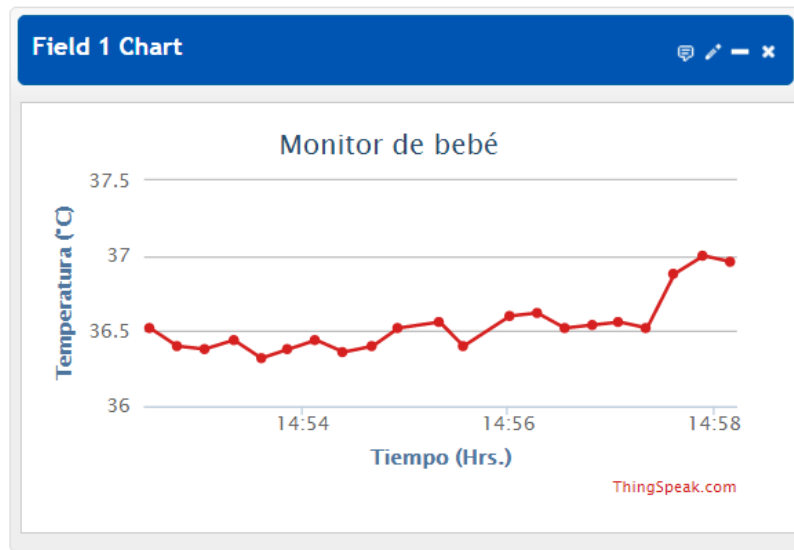


Figura 5.1: Prueba en ThingSpeak para graficar la temperatura corporal en un adulto.

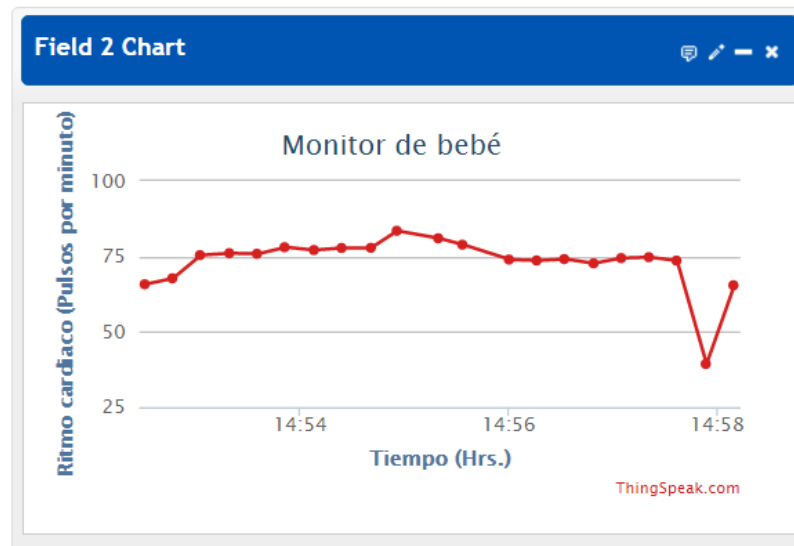


Figura 5.2: Prueba en ThingSpeak para graficar el ritmo cardiaco de un adulto.

Además ThingSpeak ofrece una aplicación para Android de acceso libre llamada iCharts ThingSpeak. Con esta aplicación se puede mostrar gráficos de los datos procedentes de la página web y se pueden supervisar en tiempo real. Se trata de una aplicación para el monitoreo de datos de internet (Internet de las cosas). Por lo que también se utilizó esta aplicación para realizar algunas pruebas de envío de datos y poder observarlos desde el celular, ver fig. 5.3 y fig. 5.4.

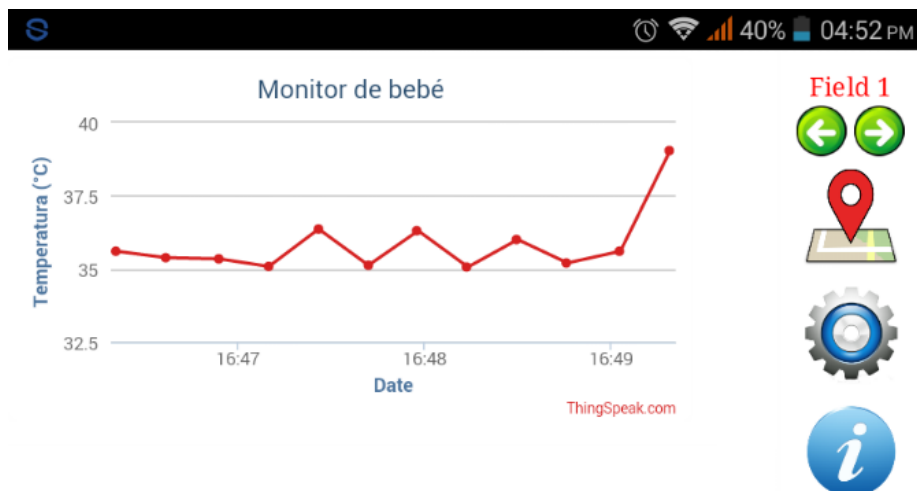


Figura 5.3: Captura de pantalla de la aplicación iCharts para la prueba de medición de temperatura corporal de un adulto.

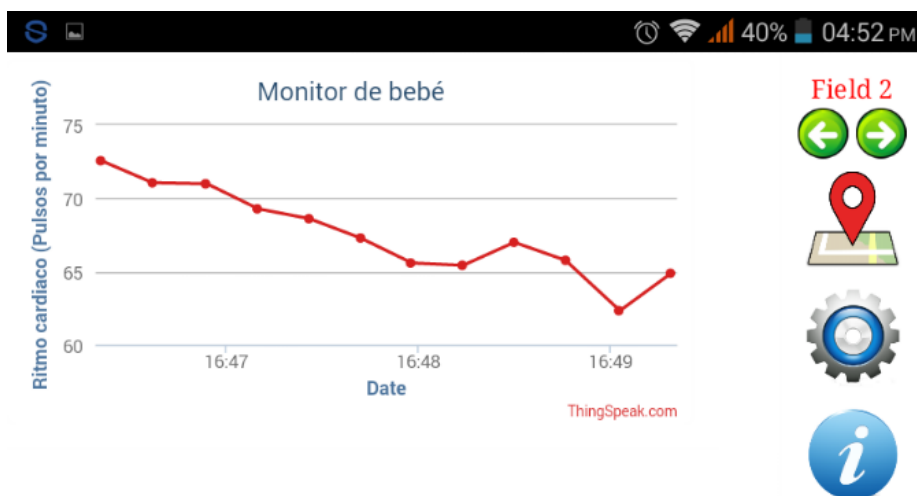


Figura 5.4: Captura de pantalla de la aplicación iCharts para la prueba de medición de ritmo cardiaco de un adulto.

Para comprobar la duración de la batería, se alimentó el dispositivo completo y se dejó funcionando hasta que la batería se descargara y el dispositivo dejara de enviar datos a internet. Por lo cual, previamente se cargó la batería por completo. Como se puede apreciar,

en la fig. 5.5, se indica la hora en la que comenzó a funcionar el dispositivo y enviar datos a ThingSpeak; en la fig. 5.6 se observa la hora que terminó de enviar datos a ThinSpeak. Tal como se ve, la respuesta de la temperatura cambia abruptamente al final de la gráfica, esto significa que el sensor ya no está sensando adecuadamente la temperatura e indica que la batería se descargó o ya no es capaz de alimentar el dispositivo. Por lo tanto, la batería mantuvo funcionando correctamente el dispositivo durante 2 horas y 25 minutos aproximadamente.

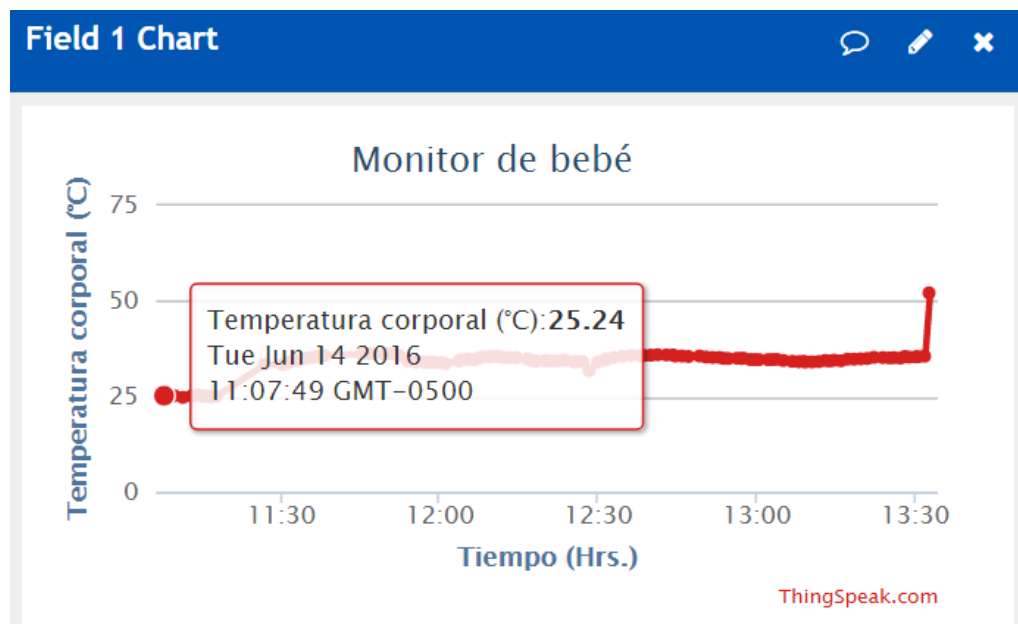


Figura 5.5: Hora en la que el dispositivo comenzó a funcionar.

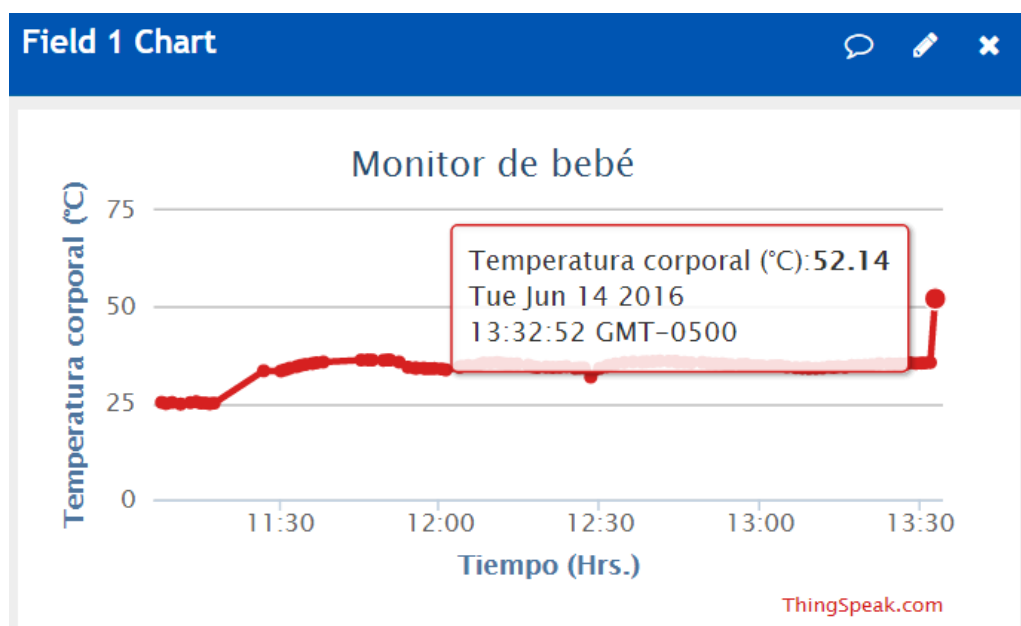


Figura 5.6: Hora en la que el dispositivo dejó de funcionar.

5.1 Pruebas experimentales con el dispositivo

Para las pruebas experimentales, se propuso enviar los datos obtenidos por el dispositivo a internet cada 30 segundos, debido a que el ritmo cardiaco y la temperatura corporal no cambian tan rápido, además es el tiempo suficiente para detectar algún problema que se presente en los signos vitales del bebé y poder actuar a tiempo. Otra razón por la que se decidió elegir este tiempo es, porque el módulo ESP8266 consume mucha corriente al momento de conectarse y enviar datos a internet, entonces esto ayuda a ahorrar energía de la batería. Es importante señalar que también se optó por los 30 segundos porque en el momento que el módulo Wi-Fi se conecta a internet y envía los datos a ThingSpeak, se genera ruido que afecta la señal analógica de salida del sensor de pulso, tal como se aprecia en la fig. 5.7.



Figura 5.7: Señal de salida del sensor de pulso afectada por el ruido del módulo Wi-Fi.

Debido a que la señal de salida del sensor de pulso se veía afectada por el ruido del módulo Wi-Fi, la medición del ritmo cardiaco también era afectada, puesto que el conteo de los pulsos y el cálculo del promedio de pulsos por minuto se mantenían ejecutándose todo el tiempo y se generaba error en los resultados. Entonces, para solucionar este problema, se propuso hacer estas acciones por separado, es decir, durante 30 segundos se hace el conteo de pulsos y el cálculo del ritmo cardiaco, mientras el módulo Wi-Fi se mantiene desconectado de internet. Una vez transcurrido este tiempo, el resultado obtenido se guarda en una variable. Es importante señalar que la medición de la temperatura corporal no se hace todo el tiempo, ya que no es necesario hacerlo si los datos se van a enviar cada 30 segundos, por lo que una vez que pasa dicho tiempo, se hace la lectura y el cálculo de la temperatura corporal para guardar el dato en otra variable. Posteriormente el módulo se conecta al punto de acceso, hace la conexión con el servidor y envía los resultados a internet. Luego de enviar los datos, el módulo se desconecta por completo de internet para evitar generar ruido en la señal del sensor de pulso y las variables empleadas para el cálculo del ritmo cardiaco se reinician para repetir el proceso nuevamente, todo esto se puede representar en el diagrama de flujo de la fig. 3.15.

Posteriormente se comenzaron a realizar pruebas en bebés, utilizando el dispositivo. Para sujetar el dispositivo al tobillo del bebé, se empleó una venda elástica para diseñar una tobillera; adicionalmente se colocó velcro en los extremos de la tobillera para poder ajustarla al tamaño necesario. También se integró velcro en la parte interna de la venda para adherir el circuito y la batería, ver fig. 5.8.



Figura 5.8: Colocación del dispositivo en el tobillo del bebé de 4 meses.

La primera prueba que se hizo con el dispositivo fue con un bebé de 4 meses de edad, los resultados no fueron los esperados, puesto que el bebé se encontraba en constante movimiento, y además se presentaba un error en el firmware que ocasionaba la pérdida de pulsos detectados. Los datos obtenidos durante la prueba se presentan en la tabla 5.1.

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)	Frecuencia cardiaca (Núm. de pulsos por minuto)			
			17:25:19	33.18	51
15:17:42	34.84	66	17:26:07	33.42	24
15:18:21	28.74	40	17:26:49	33.76	24
15:19:10	33.6	20	17:27:27	34.36	29
15:20:07	29.5	10	17:28:06	34.16	18
15:21:29	30.32	28	17:28:53	33.54	20
15:23:04	30.8	28	17:29:35	33.84	32
17:22:01	30.78	39	17:30:19	33.86	34
17:22:41	31.34	39	17:31:09	33.92	28
17:23:20	31.54	17	17:31:58	34.06	12
17:24:00	32.04	24	17:32:45	34.08	12
17:24:36	32.7	21	17:33:33	34.28	24
			17:34:13	34.44	20
			17:34:51	34.68	35
			17:35:35	34.42	45
			17:36:20	34.2	24

17:37:03	34.74	21	18:03:55	35.9	42
17:37:39	34.3	21	18:04:32	35.96	37
17:38:19	34.52	21	18:05:11	36.14	38
17:38:58	34.54	21	18:05:53	35.82	34
17:39:37	34.54	21	18:06:43	35.84	43
17:40:22	33.84	21	18:07:22	35.82	38
17:41:03	34.36	29	18:08:14	36.06	21
17:41:50	34.22	41	18:09:21	36.14	21
17:42:30	34.46	8	18:09:59	36.2	21
17:43:19	34.44	8	18:10:39	36.2	21
17:43:58	34.3	8	18:11:22	36.24	7
17:44:38	34.22	12	18:12:31	36	7
17:46:00	34.22	26	18:13:11	36.44	7
17:46:41	34.2	26	18:14:00	36.76	7
17:47:28	34.24	26	18:14:46	36.64	50
17:48:06	34.08	11	18:15:27	36.76	42
17:48:47	34.24	11	18:16:13	36.78	40
17:49:27	34.62	29	18:16:52	36.92	38
17:50:14	34.54	7	18:17:44	36.7	25
17:50:53	34.22	36	18:18:25	36.56	31
17:51:39	34.5	36	18:19:28	36.6	21
17:52:18	34.54	36	18:20:10	36.6	38
17:53:08	34.7	36	18:20:58	37.1	42
17:54:07	34.8	36	18:21:41	36.72	32
17:54:45	34.74	36	18:22:24	35.84	37
17:55:30	34.62	19	18:23:14	36.52	31
17:56:11	34.74	19	18:24:02	35.7	47
17:56:49	34.82	19	18:24:48	35.96	32
17:57:29	34.92	19	18:25:28	35.76	26
17:58:14	35	42	18:26:47	35.74	18
17:58:52	35.12	29	18:28:28	35.52	12
17:59:33	35.12	28	18:29:56	35.92	18
18:00:10	35.34	49	18:30:44	35.38	29
18:00:58	35.44	37	18:31:22	35.28	33
18:01:38	35.58	34	18:33:15	35.2	32
18:02:33	35.68	40	18:33:53	35.3	38
18:03:07	35.8	36			

Tabla 5.1: Datos obtenidos durante la primera prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco en un bebé.

Las gráficas resultantes que se obtuvieron en ThingSpeak se aprecian en la fig. 5.9 y fig. 5.10. Como se aprecia en la primera gráfica, la temperatura oscila entre los 32°C y 36°C, asimismo las mediciones que corresponden al ritmo cardiaco. Esto se debe a que el bebé estaba despierto durante la prueba y estaba en constante movimiento.

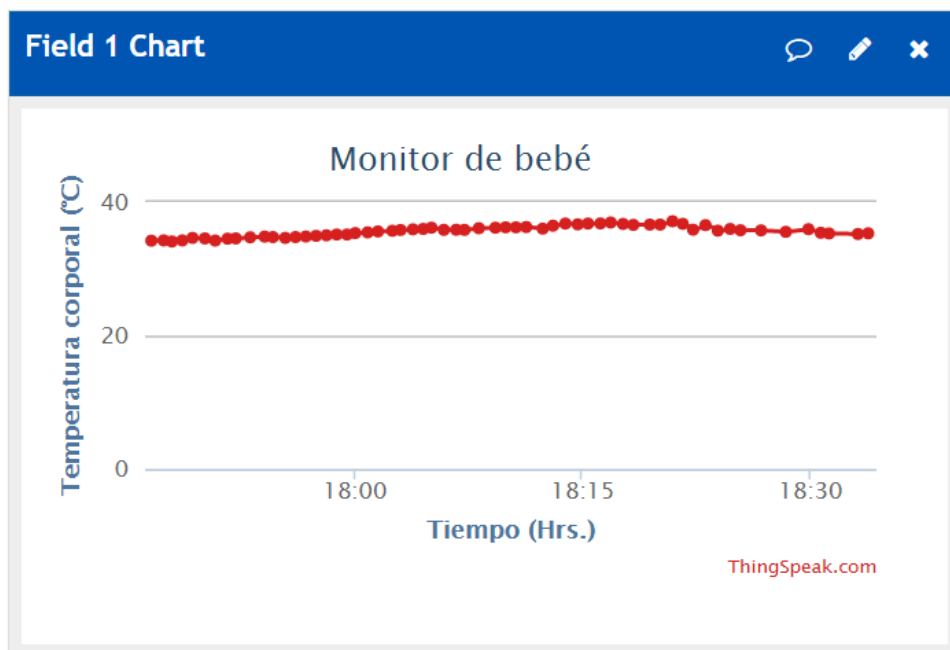


Figura 5.9: Datos obtenidos en la medición de la temperatura corporal del bebé.

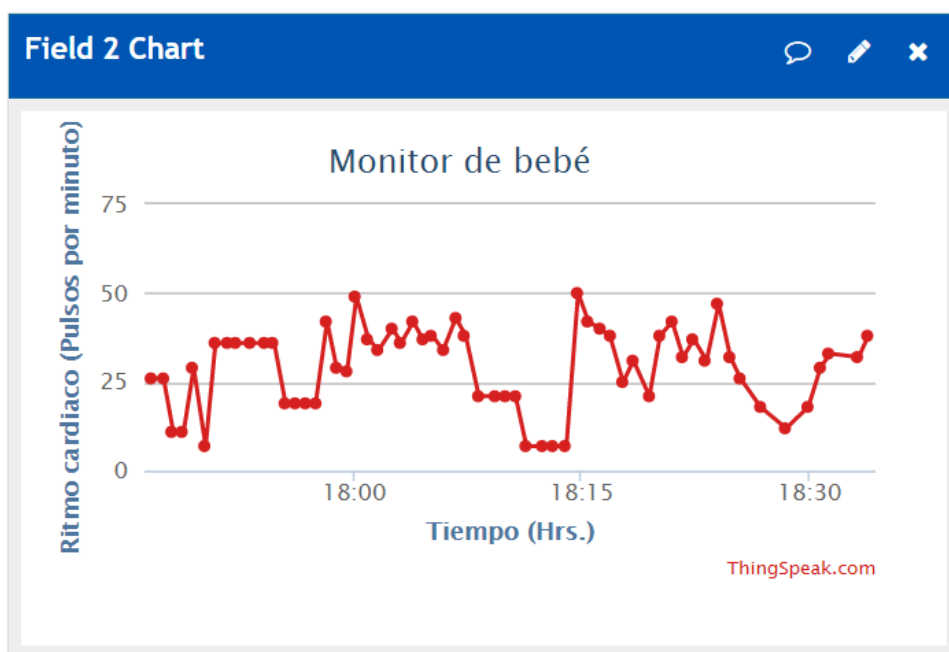


Figura 5.10: Datos obtenidos en la medición del ritmo cardiaco del bebé.

Después se propuso otra alternativa para fijar el dispositivo al tobillo del bebé. Se utilizó un calcetín y se cosió con hilo el circuito al interior del mismo, mientras que la batería se cosió en la parte externa. Entonces se hicieron pruebas con el dispositivo en un bebé de 5 meses; se colocó el calcetín en el tobillo derecho del bebé, dejando los sensores en la parte externa del tobillo, y la batería en la parte interna del tobillo, ver fig. 5.11.



a)



b)

Figura 5.11: a) Circuito colocado en la parte externa del tobillo, b) batería colocada en la parte interna del tobillo.

Con ayuda del osciloscopio se estuvo monitoreando la señal de la salida del sensor de pulso, pero el calcetín no fue suficiente para fijar correctamente el dispositivo, lo que ocasionaba que se presentara pérdida de pulsos en la lectura del ritmo cardiaco, ver fig. 5.12.



Figura 5.12: Respuesta del ritmo cardiaco en el tobillo del bebé.

Los resultados que se obtuvieron durante esta prueba no fueron los esperados, puesto que se presentaba pérdida en la detección de pulsos, la frecuencia cardiaca fue incorrecta, presentando muchas variaciones durante la prueba. Los datos obtenidos durante la segunda prueba se ven en la tabla 5.2.

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)	Frecuencia cardiaca (Núm. de pulsos por minuto)			
18:22:10	33.54	7	18:40:26	35.52	47
18:22:51	33.24	48	18:41:03	36.08	47
18:23:29	33.28	47	18:41:52	36.46	47
18:24:21	33.48	44	18:42:31	36.14	31
18:25:01	34.22	45	18:43:26	36.36	21
18:25:41	34.32	15	18:44:36	36.4	41
18:26:21	34.76	33	18:45:14	35.52	46
18:27:23	35.08	33	18:45:53	36.04	33
18:28:00	35.26	33	18:46:34	36.7	33
18:28:47	34.62	66	18:47:11	33.1	34
18:29:29	35.18	28	18:47:59	34.38	34
18:30:16	35.44	40	18:48:38	34.92	34
18:31:03	35.68	34	18:49:17	35.14	34
18:31:47	35.3	37	18:49:57	35.58	31
18:32:29	35.7	37	18:50:43	36	45
18:33:25	35.84	37	18:51:23	36.06	37
18:34:05	34.22	42	18:52:03	36	41
18:34:44	35.04	42	18:52:42	34.22	44
18:35:25	35.3	42	18:53:22	35.18	44
18:36:04	35.46	47	18:53:59	35.5	24
18:36:42	35.58	26	18:54:39	35.54	33
18:37:30	35.28	21	18:55:19	35.42	30
18:38:11	35.66	18	18:56:05	35.44	24
18:39:00	37	18	18:56:56	35.06	24
18:39:37	37.16	18	18:57:37	35.6	7
			18:58:16	35.62	7
			18:59:13	35.62	6
			19:00:16	35.62	6
			19:00:58	35.68	6

Tabla 5.2: Datos obtenidos durante la segunda prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco en un bebé.

Las gráficas resultantes que se obtuvieron en ThingSpeak se aprecian en la fig. 5.13 y fig. 5.14. Como se aprecia en la primera gráfica, la temperatura oscila entre los 33°C y 36°C, así como en la prueba anterior, las mediciones que corresponden al ritmo cardiaco presentan muchas variaciones, pero en esta ocasión fueron resultado una mala colocación de los sensores, puesto que el calcetín no era suficiente para ajustarlos

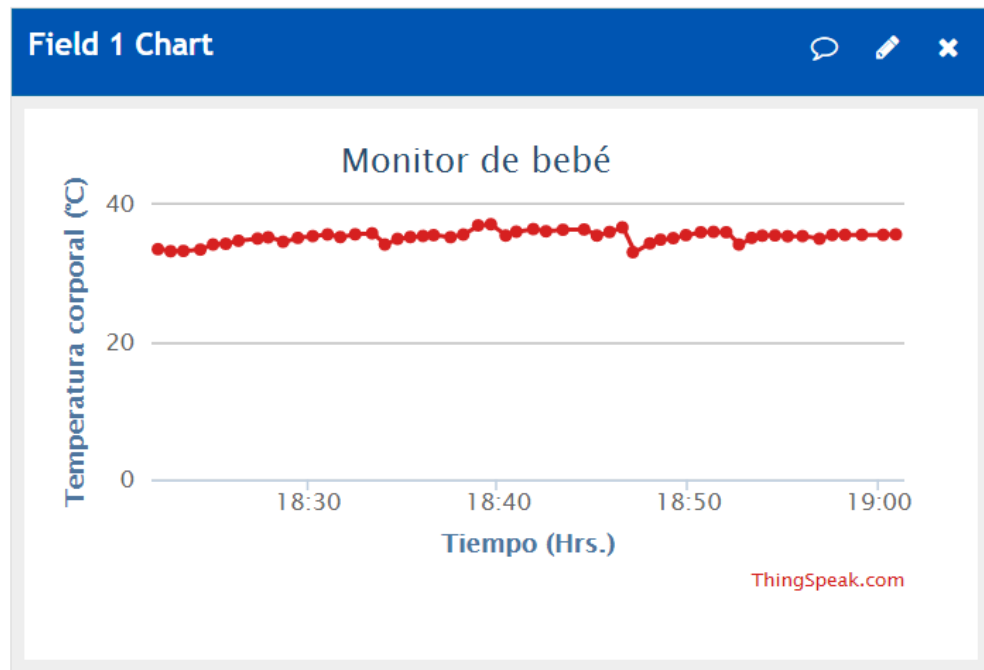


Figura 5.13: Resultados obtenidos de la medición de la temperatura corporal del bebé.

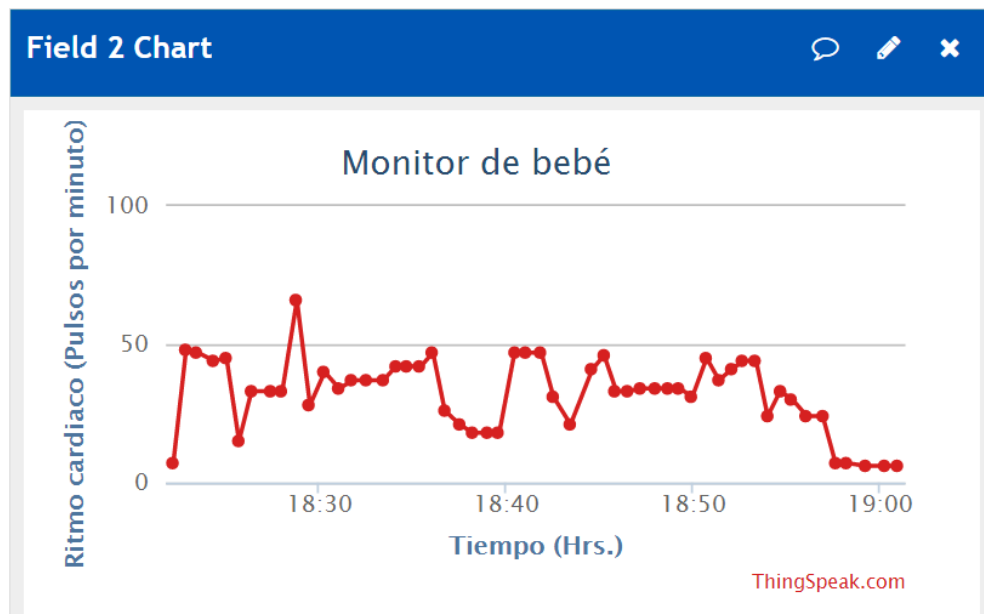


Figura 5.14: Resultados obtenidos de la medición del ritmo cardiaco del bebé.

Durante la primera prueba se validó que la venda generaba un poco de incomodidad en el bebé, por lo que se decidió cubrir completamente la tobillera con tela de algodón, ver fig. 5.15. Entonces se realizó una tercera prueba con un bebé de seis meses de edad; se colocó el dispositivo en la parte externa del tobillo derecho del bebé para monitorear su pulso y temperatura corporal. En esta ocasión no hubo movimiento del bebé que afectara las mediciones, pero aún existía error en el firmware, puesto que había instantes en los que el teléfono no podía conectarse a internet y se perdía el conteo de los pulsos, por lo que la frecuencia cardíaca se veía afectada. Los datos que se obtuvieron durante la tercera prueba se presentan en la tabla 5.3.



Figura 5.15: Colocación del dispositivo en el tobillo del bebé de 6 meses.

Durante esta prueba, también se conectó el osciloscopio a la salida del sensor de pulso para poder visualizar la señal y comprobar que el dispositivo estuviera colocado correctamente. Entonces, mientras se enviaban los datos a internet, se podía monitorear el ritmo cardíaco en el osciloscopio, ver fig. 5.16.



Figura 5.16: Osciloscopio conectado a la salida del sensor de pulso del dispositivo.

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)	Frecuencia cardiaca (Núm. de pulsos por minuto)
18:26:27	37.32	105
18:27:54	37.48	106
18:28:39	37.6	70
18:29:32	37.6	68
18:30:11	37.68	103
18:30:51	37.68	104
18:31:35	37.66	105
18:32:12	37.6	104
18:32:58	37.68	102
18:33:39	37.68	104
18:34:26	37.62	73
18:35:10	37.6	104
18:36:09	37.7	48
18:36:47	37.66	103
18:37:34	37.36	61
18:38:15	37.34	105
18:39:04	37.32	101
18:39:47	37.28	79
18:40:26	37.24	99
18:41:06	37.32	87
18:42:06	37.32	59
18:43:34	37.32	105
18:44:18	37.28	110
18:45:11	37.28	76
18:46:07	37.32	110
18:46:50	37.36	111
18:47:30	37.34	114
18:48:09	37.4	111
18:48:55	37.34	109
18:49:35	37.28	89
18:50:29	37.32	67
18:51:09	37.26	106
18:51:54	18.46	61

Tabla 5.3: Datos obtenidos durante la tercera prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco del bebé.

Asimismo, las mediciones de la temperatura corporal y el ritmo cardiaco del bebé se enviaron a la página de ThingSpeak para observar su comportamiento, ver fig. 5.17 y fig. 5.18. Al contrario de las pruebas anteriores, el bebé se encontraba dormido, ahora la temperatura se mantuvo casi constante durante esta prueba. Ahora el ritmo cardiaco mostraba lecturas correctas en algunos lapsos, pero por momentos se perdía el conteo de los pulsos y la frecuencia cardiaca disminuía.

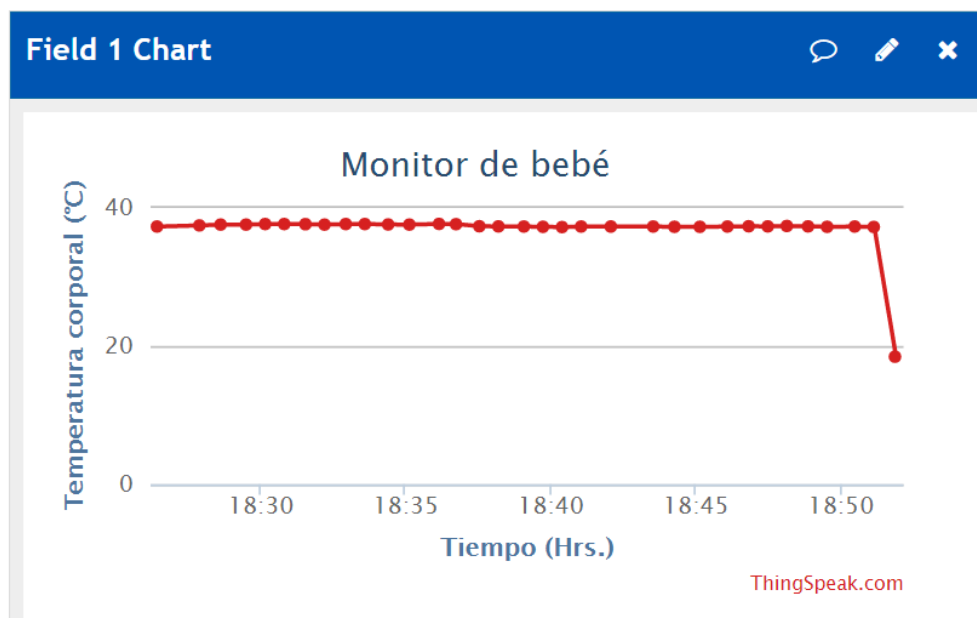


Figura 5.17: Datos obtenidos en la medición de la temperatura corporal del bebé.

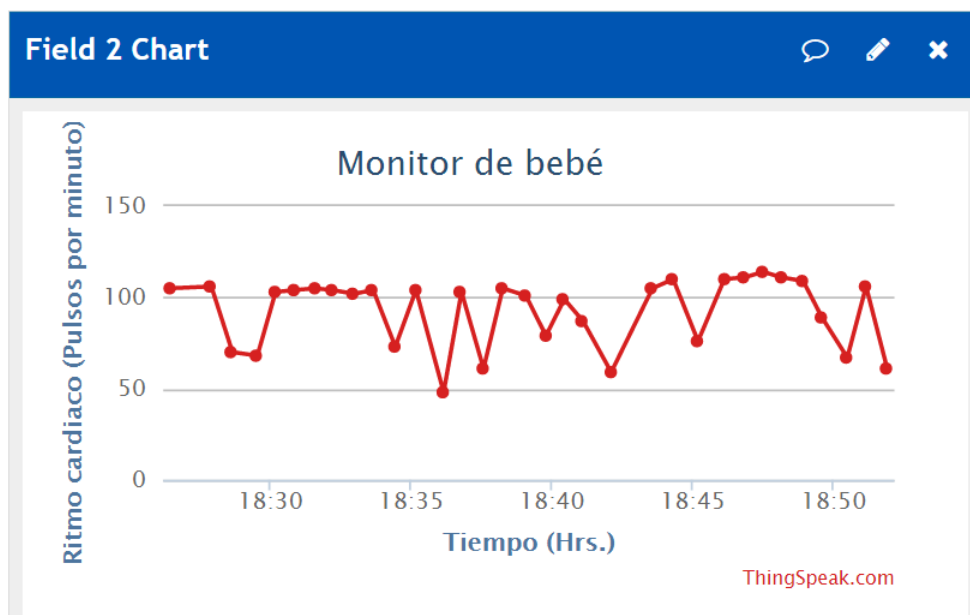


Figura 5.18: Datos obtenidos en la medición del ritmo cardiaco del bebé.

Es importante señalar que la prueba concluyó porque la batería se descargó debido a que no estaba completamente cargada, es por eso que al final de la gráfica de la fig. 5.18 se presenta una lectura incorrecta de la temperatura corporal, puesto que la corriente suministrada al dispositivo no era la suficiente. El comportamiento de la señal del sensor de pulso que se observó en el osciloscopio se muestra en la fig. 5.19.



Figura 5.19: Respuesta de la señal del sensor de pulso en el osciloscopio.

Como se mencionó, a lo largo de la tercera prueba, y a partir de los datos obtenidos en la tabla 5.3, se observa que durante algunos lapsos, el dispositivo obtiene lecturas adecuadas del ritmo cardiaco del bebé, específicamente durante las dos primeras muestras las lecturas obtenidas son de 105 y 106 pulsos por minuto, las cuales se encuentran dentro del rango de frecuencia cardiaca de un bebé. Luego durante el lapso que comprende desde las 18:30:11 hrs. hasta las 18:33:39 hrs. el ritmo cardiaco se mantiene entre los 103 y 105 pulsos por minuto, muy similar a los dos primeros resultados, ver fig. 5.20.

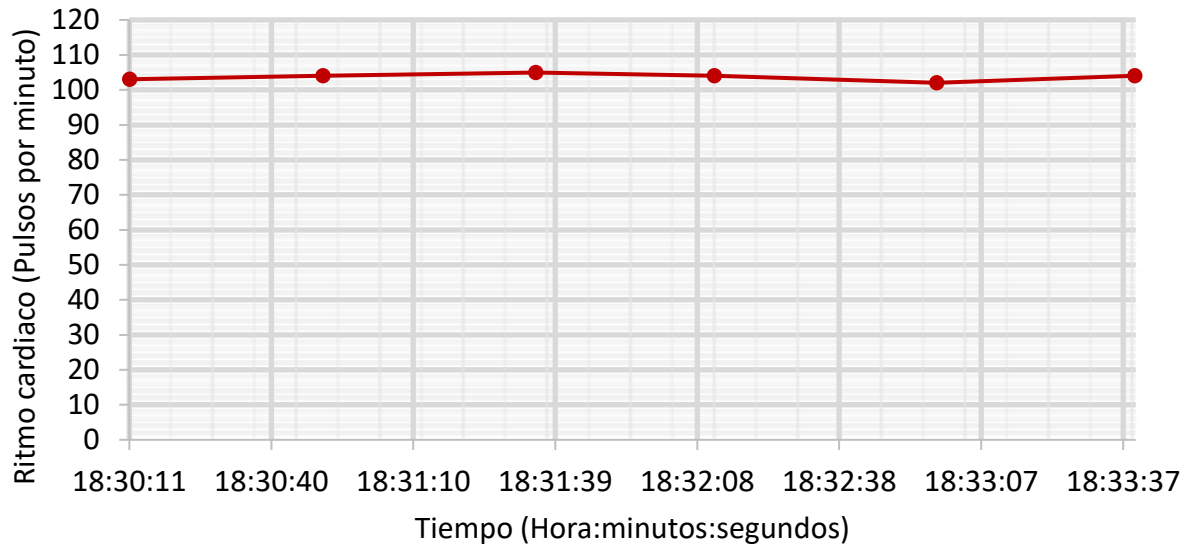


Figura 5.20: Lapso durante el cual el dispositivo obtuvo mediciones correctas.

Y posteriormente en el lapso que comprende desde las 18:46:07 hrs. hasta las 18:48:55 hrs., el ritmo cardiaco oscila entre los 109 y 114 pulsos por minuto, lo cual indica que aún se mantiene dentro del rango correcto, ver fig. 5.21.

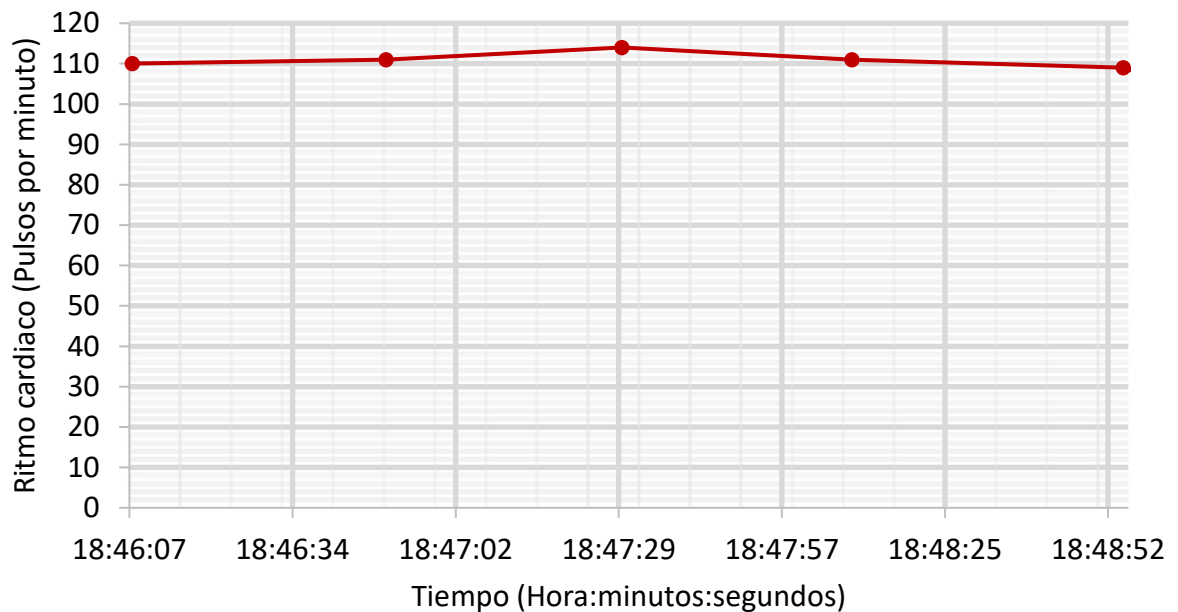


Figura 5.21: Lapso durante el cual el dispositivo obtuvo mediciones correctas.

Haciendo un análisis de las pruebas anteriores, los errores de medición que se presentaron fueron a causa de una mala colocación del dispositivo y principalmente por un

error en el firmware del microcontrolador. Puesto que si el dispositivo no lograba conectarse a internet en el primer intento, el promedio de conteo de pulsos detectados se veía afectado y esto provocaba mediciones erróneas. Entonces para corregir estos problemas, se decidió optar por el modelo del prototipo de la tercera prueba, empleando la venda para sujetar el dispositivo al tobillo del bebé; además se corrigió el error del firmware mediante programación. Además de dichas modificaciones en el dispositivo, también se hicieron comparaciones de medición con otros dispositivos comerciales para conocer la exactitud del dispositivo diseñado y garantizar su correcto funcionamiento.

5.2 Comparación del dispositivo con otros comerciales

Para las pruebas comparativas de medición de temperatura, se emplearon dos termómetros infrarrojos comerciales, uno de frente y otro de oído. El primero se trata de un termómetro infrarrojo para frente de la marca Chicco, ver fig. 5.22; el segundo es un termómetro infrarrojo para oído de la marca Braun, ver fig. 5.23.



Figura 5.22: Termómetro infrarrojo para frente.



Figura 5.23: Termómetro infrarrojo para oído.

Las pruebas que se realizaron fueron con una persona adulta en diferentes partes del cuerpo para comparar las mediciones del sensor de temperatura que pertenece al dispositivo que se diseñó. Las primeras mediciones corresponden a la medición de la temperatura en la frente con el termómetro de la marca Chicco, la medición de la temperatura en el oído con el termómetro de la marca Braun y la medición de la temperatura en la frente con el termómetro del dispositivo. La temperatura obtenida con los termómetros comerciales se aprecia en la fig. 5.24. Con el termómetro para oído se obtuvo una lectura de 36.1 °C y con el termómetro para frente se obtuvo una lectura de 36.9 °C.



Figura 5.24: Temperatura obtenida con el termómetro para oído y con el termómetro para frente.

Se tomaron cinco muestras de la medición de la temperatura en la frente con el termómetro del dispositivo, las mediciones resultantes se aprecian en la tabla 5.4. La gráfica obtenida en ThingSpeak se aprecia en la fig. 5.25.

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)
16:18:32	36.94
16:19:10	36.92
16:19:50	37.28
16:20:37	37.02
16:21:22	36.8

Tabla 5.4: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.

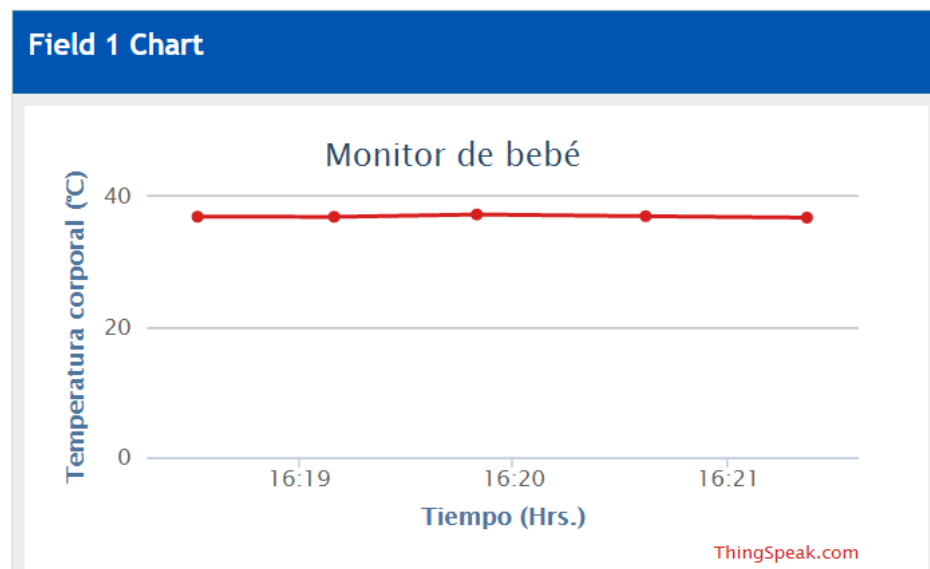


Figura: 5.25: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en la frente.

Posteriormente se realizaron mediciones de la temperatura en una sola parte del cuerpo, empleando los dos termómetros comerciales y el sensor de temperatura del dispositivo para comparar los resultados obtenidos de cada uno. Primero se hicieron mediciones de la temperatura en el dedo índice de la mano, los resultados obtenidos con los termómetros comerciales se aprecian en la fig. 5.26. Con el termómetro para oído se obtuvo una lectura de 34.8 °C y con el termómetro para frente se obtuvo una lectura de 35.6 °C.



Figura 5.26: Temperatura obtenida del dedo de la mano con los termómetros comerciales.

Se tomaron cinco muestras obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo, las cuales se presentan en la tabla 5.5. La gráfica resultante en ThingSpeak se ve en la fig. 5.27

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)
16:48:09	35.8
16:48:45	36.08
16:49:28	35.9
16:50:05	35.82
16:50:47	35.76

Tabla 5.5: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.

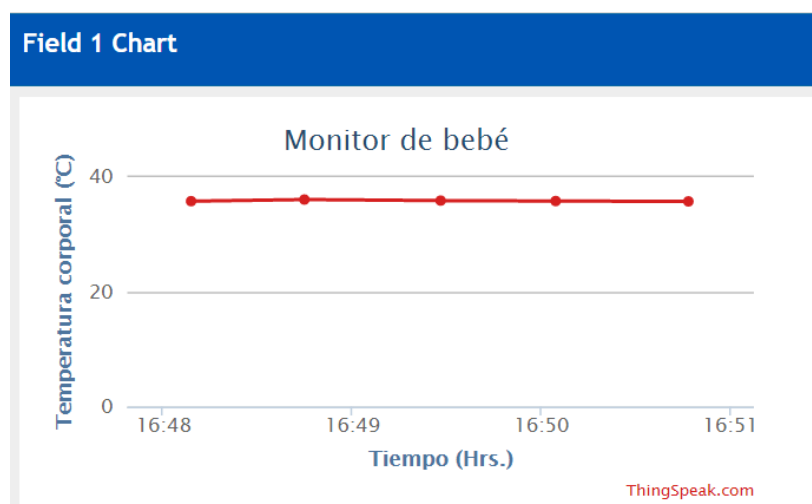


Figura 5.27: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en el dedo de la mano.

Después se realizaron mediciones de la temperatura en la palma de la mano, los resultados obtenidos con los termómetros comerciales se aprecian en la fig. 5.28. Con el termómetro para oído se obtuvo una lectura de 36 °C y con el termómetro para frente se obtuvo una lectura de 36.3 °C.



Figura 5.28: Temperatura obtenida de la palma de la mano con los termómetros comerciales.

Se tomaron cinco muestras obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo, las cuales se muestran en la tabla 5.6. La gráfica que se mostró en ThingSpeak se ve en la fig. 5.29.

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)
17:01:37	36.38
17:02:18	36.22
17:02:56	36.08
17:03:36	36.2
17:04:15	36.3

Tabla 5.6: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.

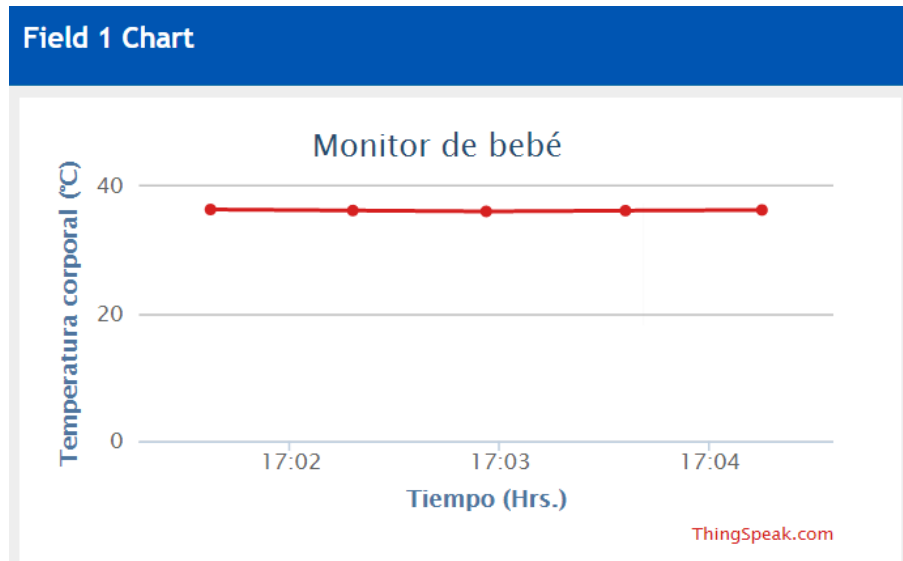


Figura 5.29: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en la palma de la mano.

Finalmente se realizaron mediciones de la temperatura en la parte interna del tobillo, los resultados obtenidos con los termómetros comerciales se aprecian en la fig. 5.30. Con el termómetro para oído se obtuvo una lectura de 34.5 °C y con el termómetro para frente se obtuvo una lectura de 35.3 °C.



Figura 5.30: Temperatura obtenida del tobillo con los termómetros comerciales.

Se tomaron cinco muestras obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo, las cuales se presentan en la tabla 5.7. La gráfica resultante en ThingSpeak se aprecia en la fig. 5.31.

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)
17:13:17	34.5
17:13:58	34.52
17:14:37	34.6
17:15:15	34.7
17:15:52	34.54

Tabla 5.7: Mediciones obtenidas con el sensor de temperatura del dispositivo.

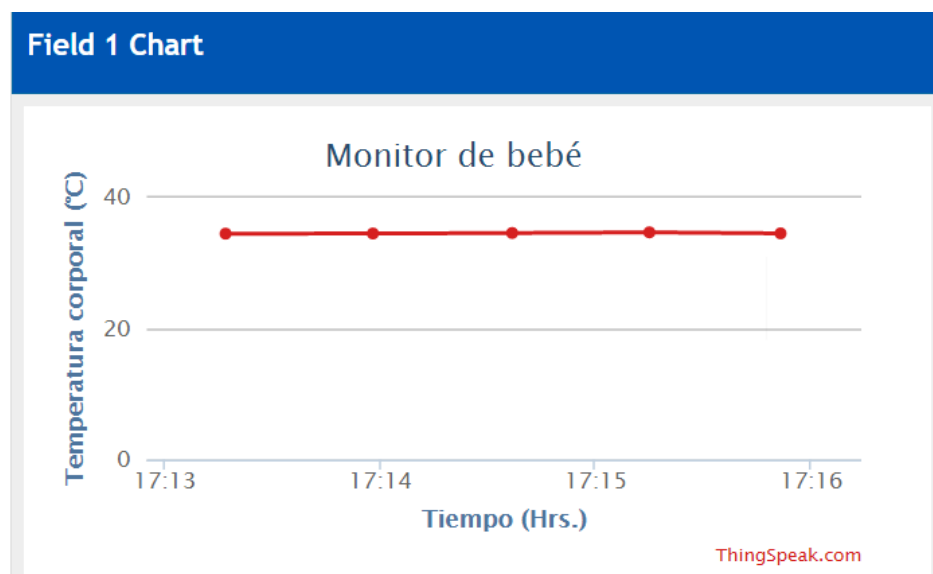


Figura 5.31: Resultados mostrados en ThingSpeak de la medición de la temperatura en el tobillo.

Analizando los resultados obtenidos en las cuatro pruebas, se puede observar que en las primeras tres pruebas, la medición de la temperatura en la frente, en el dedo y en la palma de la mano, obtenidas con el termómetro comercial para frente, es muy similar a la obtenida con el sensor del dispositivo diseñado. Mientras que en la cuarta prueba, la medición de la temperatura en el tobillo con el termómetro comercial de oído fue más cercana a la obtenida con el sensor del dispositivo. Por lo tanto se puede concluir que el sensor de temperatura del dispositivo tiene buena exactitud con respecto a estos dispositivos comerciales.

Con respecto a las pruebas comparativas de la medición del ritmo cardiaco, se empleó un oxímetro de pulso para dedo de la marca Fingertip, ver fig. 5.32.



Figura 5.32: Oxímetro de pulso para dedo.

Se realizó la medición del ritmo cardiaco en una persona adulta, utilizando el oxímetro comercial y el sensor de pulso del dispositivo diseñado. Durante la prueba, el sensor comercial se colocó en el dedo índice de la mano izquierda, y al mismo tiempo se monitoreaba el pulso en el dedo índice de la mano derecha, con el sensor que se diseñó, ver fig. 5.33. Además se utilizó el osciloscopio para observar la señal del sensor y compararla con la señal auditiva que generaba el oxímetro al detectar cada pulso.

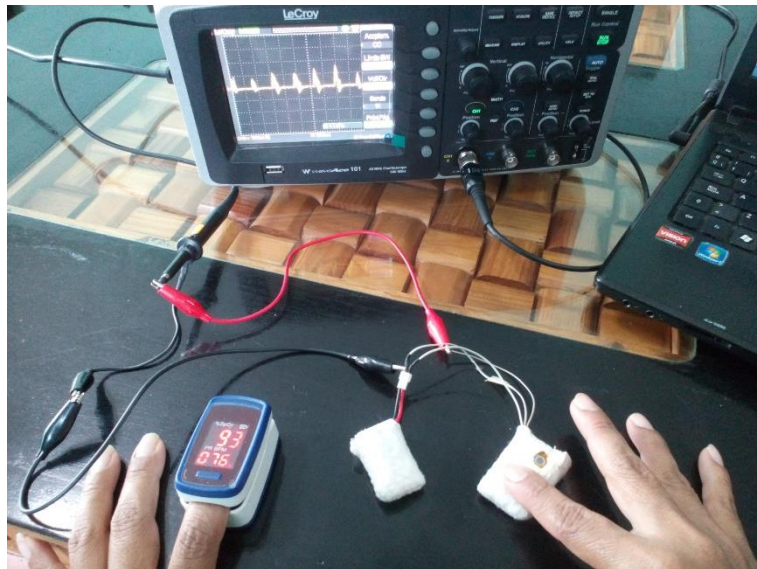


Figura 5.33: Detección del ritmo cardiaco con el oxímetro comercial y el sensor de pulso del dispositivo.

En total se tomaron en cuenta 5 mediciones continuas, obtenidas por el sensor de pulso del dispositivo que se diseñó, mientras se observaba la medición del ritmo cardiaco en la pantalla del oxímetro comercial, tal como se observa en las figuras 5.35 - 5.43.

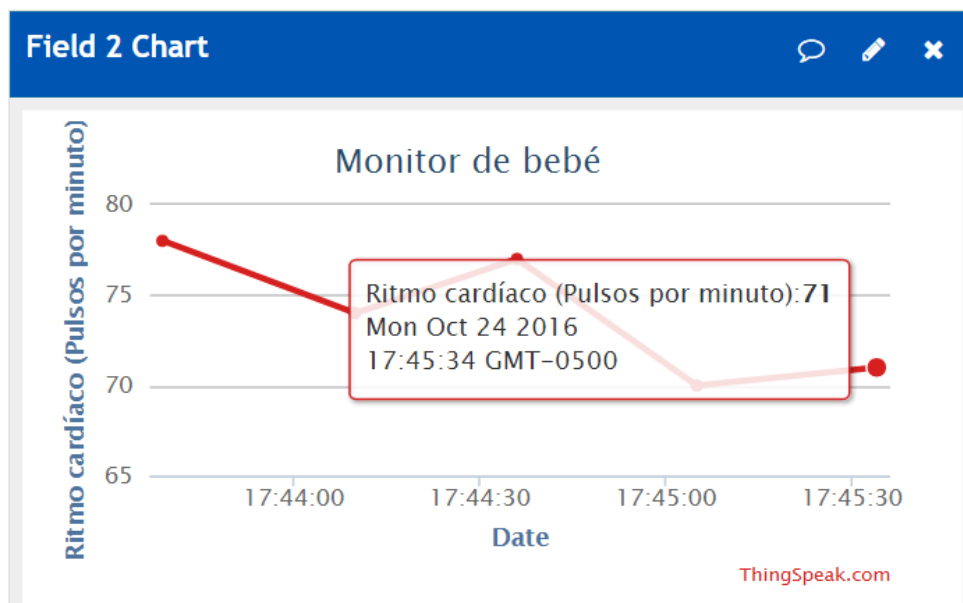


Figura 5.34: Primera medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.

En la primera muestra tomada, en la figura 5.34 se observa que el ritmo cardiaco obtenido por el sensor de pulso del dispositivo es de 71 pulsos por minuto, al mismo tiempo en la figura 5.35 el oxímetro de pulso indica un resultado idéntico.



Figura 5.35: Primera medición del ritmo cardiaco obtenida por el oxímetro comercial.

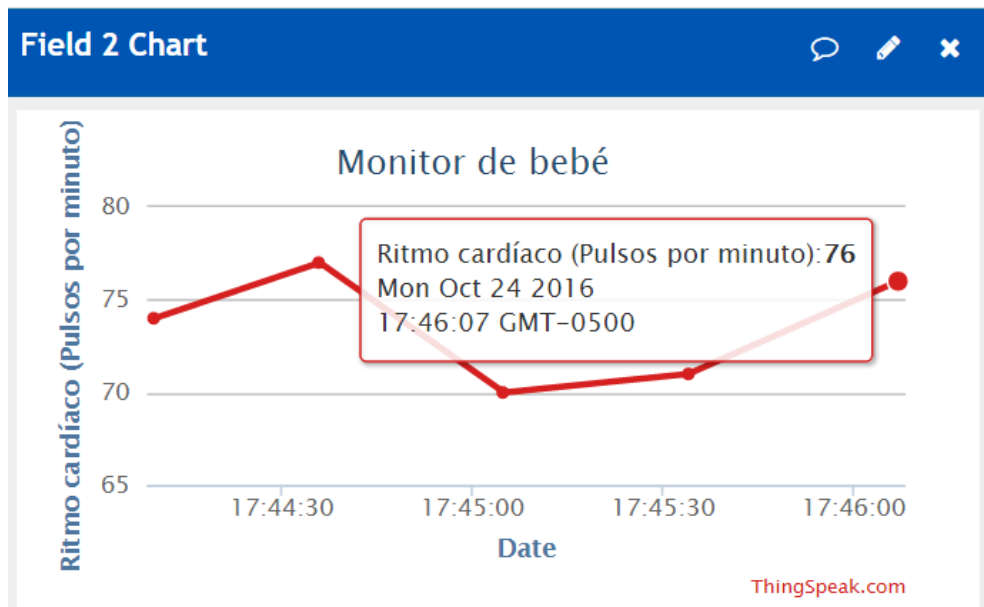


Figura 5.36: Segunda medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.

En la segunda muestra tomada, en la figura 5.36 se observa que el ritmo cardiaco obtenido por el sensor de pulso del dispositivo es de 76 pulsos por minuto, al mismo tiempo en la figura 5.37 el oxímetro de pulso indica un resultado similar.



Figura 5.37: Segunda medición del ritmo cardiaco obtenida por oxímetro comercial.

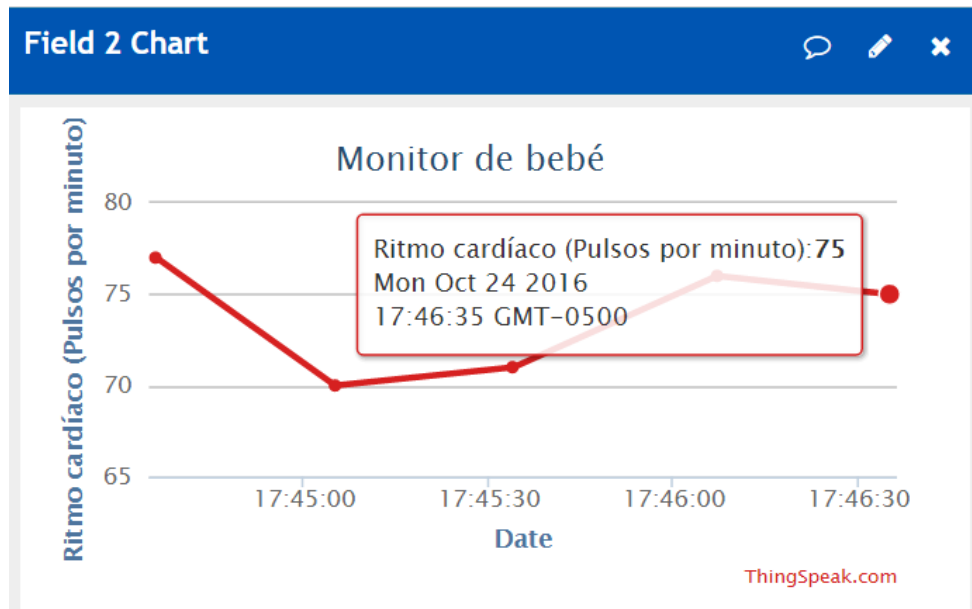


Figura 5.38: Tercera medición del ritmo cardíaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.

En la tercera muestra tomada, en la figura 5.38 se observa que el ritmo cardíaco obtenido por el sensor de pulso del dispositivo nuevamente es de 75 pulsos por minuto, al mismo tiempo en la figura 5.39 el oxímetro de pulso ahora indica 76 pulsos por minuto.



Figura 5.39: Tercera medición del ritmo cardíaco obtenida por el oxímetro comercial.

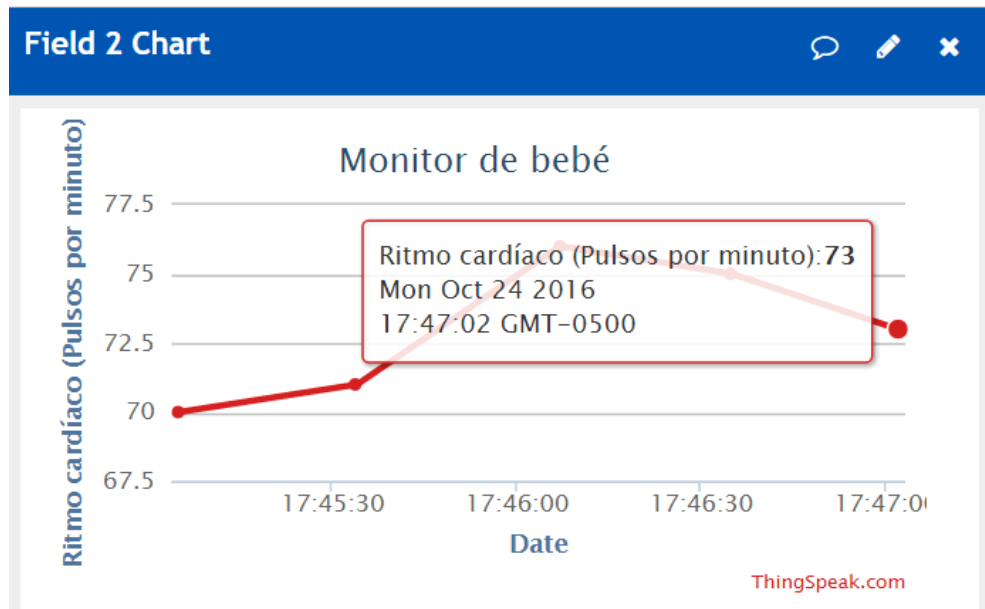


Figura 5.40: Cuarta medición del ritmo cardíaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.

En la cuarta muestra tomada, en la figura 5.40 se observa que el ritmo cardíaco obtenido por el sensor de pulso del dispositivo de 73 pulsos por minuto, al mismo tiempo en la figura 5.41 el oxímetro de pulso muestra ese resultado también.



Figura 5.41: Cuarta medición del ritmo cardíaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.

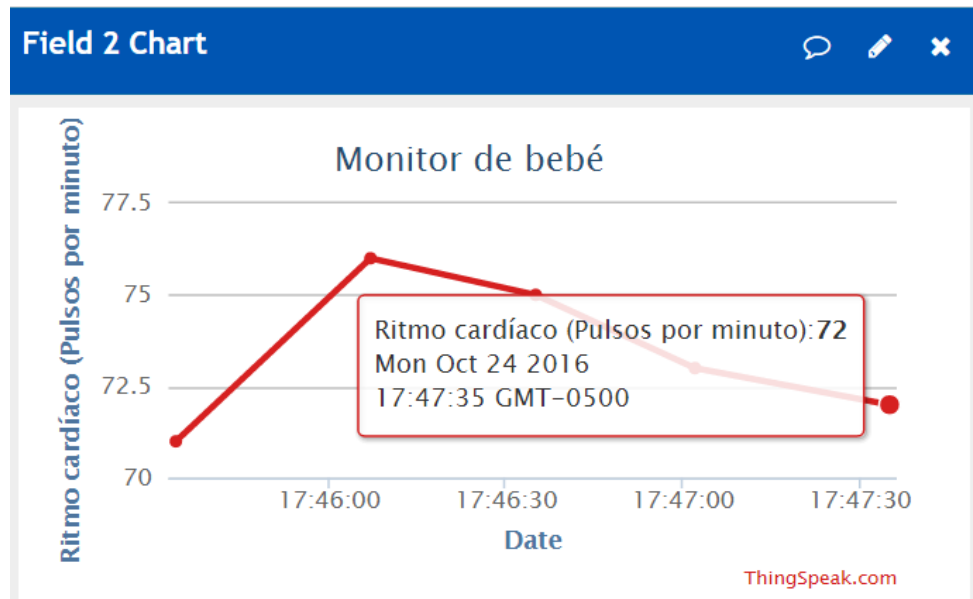


Figura 5.42: Quinta medición del ritmo cardiaco obtenida por el sensor de pulso del dispositivo.

En la quinta muestra tomada, en la figura 5.42 se observa que el ritmo cardiaco obtenido por el sensor de pulso del dispositivo de 72 pulsos por minuto, al mismo tiempo en la figura 5.43 el oxímetro de pulso muestra indica ese resultado.



Figura 5.43: Quinta medición del ritmo cardiaco obtenida por el oxímetro comercial.

Durante la prueba de comparación se pudo verificar que las señales auditivas que generaba el oxímetro comercial al momento de detectar un pulso, coincidían exactamente con los pulsos que se observaban en la señal del osciloscopio. Además, las mediciones que se obtuvieron con ambos sensores eran casi las mismas, en ocasiones la diferencia entre ambas mediciones era solamente de 1 pulso por minuto aproximadamente. Por lo cual, se pudo comprobar que el sensor de pulso que se diseñó tiene buena exactitud con respecto al oxímetro comercial que se utilizó durante estas pruebas.

Existen dispositivos similares al que se diseñó en el mercado extranjero, que tienen como objetivo el monitoreo de los signos vitales del bebé, pero la ventaja que tiene el sistema de monitoreo que se hizo, es que tienen un bajo costo con respecto a los demás. La comparación de precios entre el sistema diseñado y algunos dispositivos comerciales se parecía en la tabla 5.8.

Dispositivo	Imagen del dispositivo	Costo (MXN)
Sistema de monitoreo diseñado		\$1500
Owlet Baby Care		\$4600
Angelcare AC401 Deluxe		\$5500
Mimo Smart Baby Monitor		\$3700

Sproutling		\$5500
------------	---	--------

Tabla 5.8: Comparación de precios entre el sistema de monitoreo diseñado y algunos dispositivos comerciales.

5.3 Prueba con el prototipo final

Finalmente, al haber hecho los ajustes necesarios en el dispositivo, se optó por realizar otra prueba, utilizando el diseño que se había hecho con la venda elástica forrada con tela de algodón para fijar el dispositivo al tobillo del bebé. Pero como esta prueba se hizo con un bebé de 3 meses de edad, el diámetro de su tobillo era menor con respecto a los otros bebés. Por lo tanto fue necesario reducir el tamaño de la tobillera, y ajustarla al diámetro del tobillo del bebé. El dispositivo se colocó en el tobillo derecho del bebé, colocando los sensores en la parte externa del tobillo, ver fig. 5.44. Mientras el monitoreo del ritmo cardiaco y la temperatura del bebé se hacían desde un celular móvil, ver fig. 5.45.



Figura 5.44: Colocación del dispositivo en el tobillo derecho del bebé.

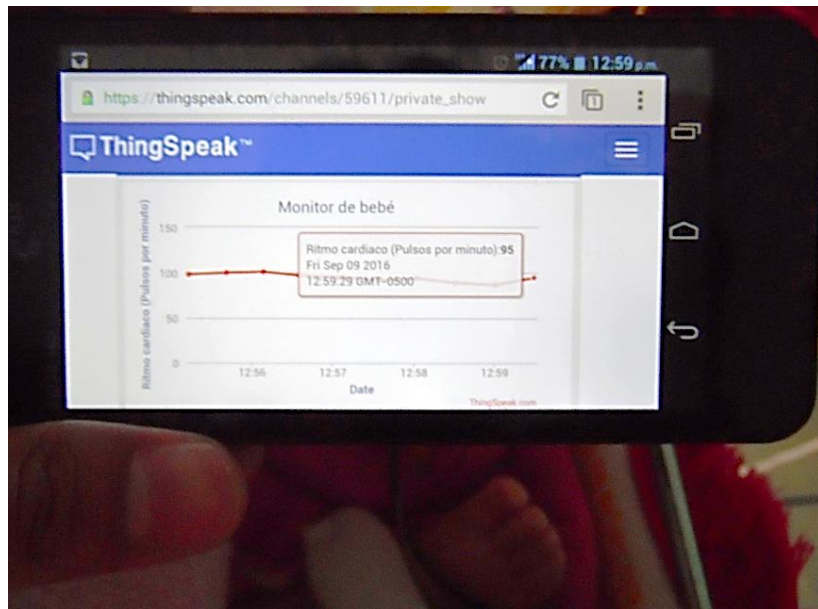


Figura 5.45: Monitoreo del ritmo cardíaco del bebé desde el celular.

Así como en las pruebas anteriores, se conectó el osciloscopio a la salida del sensor de pulso del dispositivo para observar su comportamiento y comprobar que el sensor estuviera detectando correctamente los pulsos, tal como se aprecia en la fig. 5.46.



Figura 5.46: Respuesta del ritmo cardíaco en el tobillo del bebé, visto en el osciloscopio.

La prueba tardó 51 minutos aproximadamente; debido a que fue el tiempo durante el cual el bebé estuvo dormido. Se hizo de esta forma porque como se menciona previamente, las mediciones se ven afectadas mientras el bebé está en constante movimiento. Los datos obtenidos durante la cuarta prueba se pueden verificar en la tabla 5.9.

Tiempo (h:mm:ss)	Temperatura corporal (°C)	Frecuencia cardiaca (Núm. de pulsos por minuto)
12:20:32	30.1	51
12:21:00	30.24	12
12:21:39	30.5	80
12:22:06	30.5	41
12:22:33	30.46	55
12:24:13	30.84	51
12:24:42	29.74	38
12:27:32	32.12	62
12:28:00	32.26	27
12:28:28	32.32	86
12:28:57	32.34	87
12:29:25	32.46	69
12:29:53	32.54	86
12:30:23	32.54	86
12:30:50	33.2	90
12:31:17	33.34	103
12:31:44	33.28	103
12:32:11	33.4	108
12:32:40	33.34	113
12:33:06	33.4	60
12:33:33	33.54	92
12:34:00	33.64	100
12:34:27	33.56	88
12:34:55	33.62	84
12:35:23	33.62	87
12:35:51	33.92	108
12:36:19	34.32	108
12:36:46	34.14	55
12:37:15	34.12	85
12:37:43	33.1	78
12:38:10	33.2	38
12:38:37	32.66	92
12:39:04	33.42	105
12:39:31	33.68	101
12:40:00	33.82	0
12:40:28	33.9	34

12:40:56	32.84	78
12:41:26	31.94	78
12:41:53	32.98	98
12:42:21	34.2	96
12:42:48	33.26	89
12:43:15	33.18	58
12:43:45	30.96	85
12:44:11	34.66	55
12:44:38	36.72	47
12:45:05	32.18	33
12:45:34	31.52	55
12:46:01	33.62	27
12:46:29	31.82	65
12:46:57	34.44	42
12:47:23	29.78	73
12:47:51	30.5	53
12:48:19	32.58	75
12:48:46	33.68	32
12:49:30	35.28	90
12:49:59	35.18	102
12:50:29	35.12	101
12:50:57	35.08	102
12:51:25	35.14	104
12:51:53	35.12	105
12:52:19	35.22	99
12:53:04	35.3	102
12:53:49	35.44	87
12:54:19	35.46	97
12:54:46	35.46	101
12:55:14	35.52	98
12:55:42	35.5	100
12:56:09	35.52	101
12:56:36	35.54	97
12:57:08	35.66	95
12:57:35	35.66	92
12:58:02	35.18	94
12:58:31	35.42	89
12:59:00	35.54	87
12:59:29	35.6	95
12:59:58	35.6	96

13:00:26	35.54	93	12:31:44	33.28	103
13:00:53	35.58	96	12:32:11	33.4	108
13:01:21	35.68	99	12:32:40	33.34	113
13:02:00	35.06	69	12:33:06	33.4	60
13:02:30	35.12	71	12:33:33	33.54	92
13:02:58	35.22	97	12:34:00	33.64	100
13:03:25	35.34	111	12:34:27	33.56	88
13:03:51	35.5	86	12:34:55	33.62	84
13:04:19	35.62	105	12:35:23	33.62	87
13:04:46	35.8	96	12:35:51	33.92	108
13:05:15	35.76	87	12:36:19	34.32	108
13:05:42	35.84	85	12:36:46	34.14	55
13:06:11	35.88	96	12:37:15	34.12	85
13:06:39	35.96	102	12:37:43	33.1	78
13:07:07	35.98	110	12:38:10	33.2	38
13:07:33	36	116	12:38:37	32.66	92
13:08:01	36.04	123	12:39:04	33.42	105
13:08:28	36.8	95	12:39:31	33.68	101
13:08:56	36.92	62	12:40:00	33.82	0
13:09:25	36.96	42	12:40:28	33.9	34
13:09:54	37.02	59	12:40:56	32.84	78
13:10:21	37.04	87	12:41:26	31.94	78
13:10:50	37.76	64	12:41:53	32.98	98
13:11:17	37.76	69	12:42:21	34.2	96
12:20:32	30.1	51	12:42:48	33.26	89
12:21:00	30.24	12	12:43:15	33.18	58
12:21:39	30.5	80	12:43:45	30.96	85
12:22:06	30.5	41	12:44:11	34.66	55
12:22:33	30.46	55	12:44:38	36.72	47
12:24:13	30.84	51	12:45:05	32.18	33
12:24:42	29.74	38	12:45:34	31.52	55
12:27:32	32.12	62	12:46:01	33.62	27
12:28:00	32.26	27	12:46:29	31.82	65
12:28:28	32.32	86	12:46:57	34.44	42
12:28:57	32.34	87	12:47:23	29.78	73
12:29:25	32.46	69	12:47:51	30.5	53
12:29:53	32.54	86	12:48:19	32.58	75
12:30:23	32.54	86	12:48:46	33.68	32
12:30:50	33.2	90	12:49:30	35.28	90
12:31:17	33.34	103	12:49:59	35.18	102

12:50:29	35.12	101	13:01:21	35.68	99
12:50:57	35.08	102	13:02:00	35.06	69
12:51:25	35.14	104	13:02:30	35.12	71
12:51:53	35.12	105	13:02:58	35.22	97
12:52:19	35.22	99	13:03:25	35.34	111
12:53:04	35.3	102	13:03:51	35.5	86
12:53:49	35.44	87	13:04:19	35.62	105
12:54:19	35.46	97	13:04:46	35.8	96
12:54:46	35.46	101	13:05:15	35.76	87
12:55:14	35.52	98	13:05:42	35.84	85
12:55:42	35.5	100	13:06:11	35.88	96
12:56:09	35.52	101	13:06:39	35.96	102
12:56:36	35.54	97	13:07:07	35.98	110
12:57:08	35.66	95	13:07:33	36	116
12:57:35	35.66	92	13:08:01	36.04	123
12:58:02	35.18	94	13:08:28	36.8	95
12:58:31	35.42	89	13:08:56	36.92	62
12:59:00	35.54	87	13:09:25	36.96	42
12:59:29	35.6	95	13:09:54	37.02	59
12:59:58	35.6	96	13:10:21	37.04	87
13:00:26	35.54	93	13:10:50	37.76	64
13:00:53	35.58	96	13:11:17	37.76	69

Tabla 5.9: Datos obtenidos durante la cuarta prueba de monitoreo de temperatura y ritmo cardiaco del bebé.

Los resultados obtenidos en la tabla 5.9 que corresponden a la medición de la temperatura corporal y el ritmo cardiaco del bebé se aprecian en las gráficas de la fig. 5.47 y fig. 5.48. A simple vista parece que los resultados no son los adecuados y presentan muchas variaciones a lo largo del tiempo, pero al igual que en la tercera prueba, existen lapsos específicos en donde el dispositivo mostró lecturas correctas.

A lo largo de la prueba las mediciones no se mantienen en un valor correcto todo el tiempo, debido a que el bebé llegaba a despertarse por breves momentos y movía el pie, por lo cual era necesario esperar a que volviera a dormir y continuar con el monitoreo.

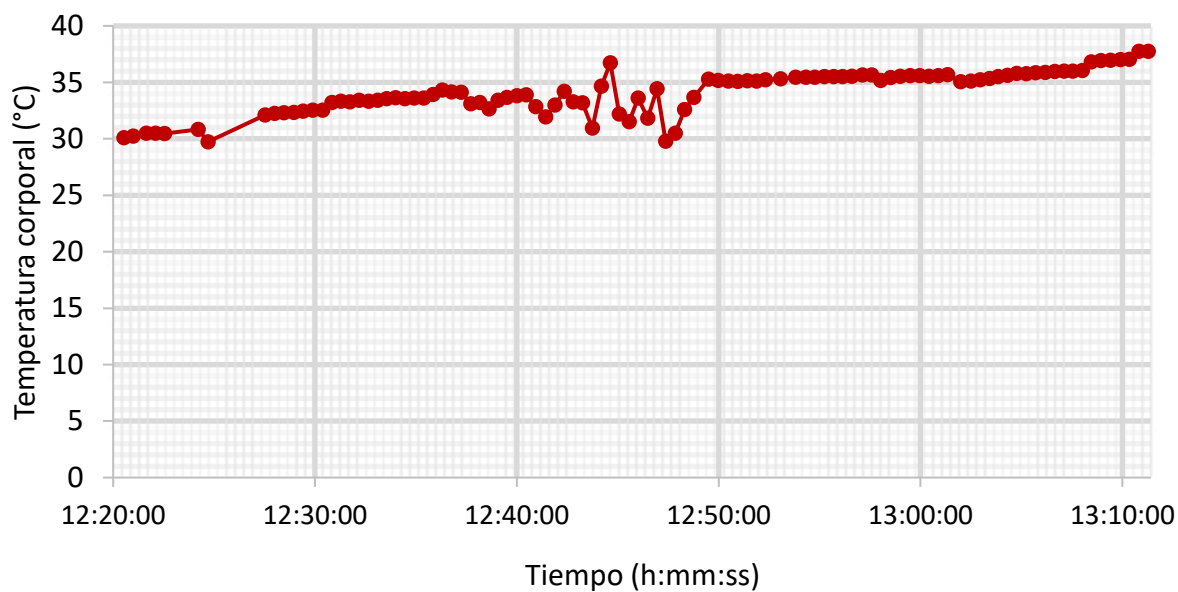


Figura 5.47: Gráfica del comportamiento de la temperatura corporal del bebé durante la cuarta prueba.

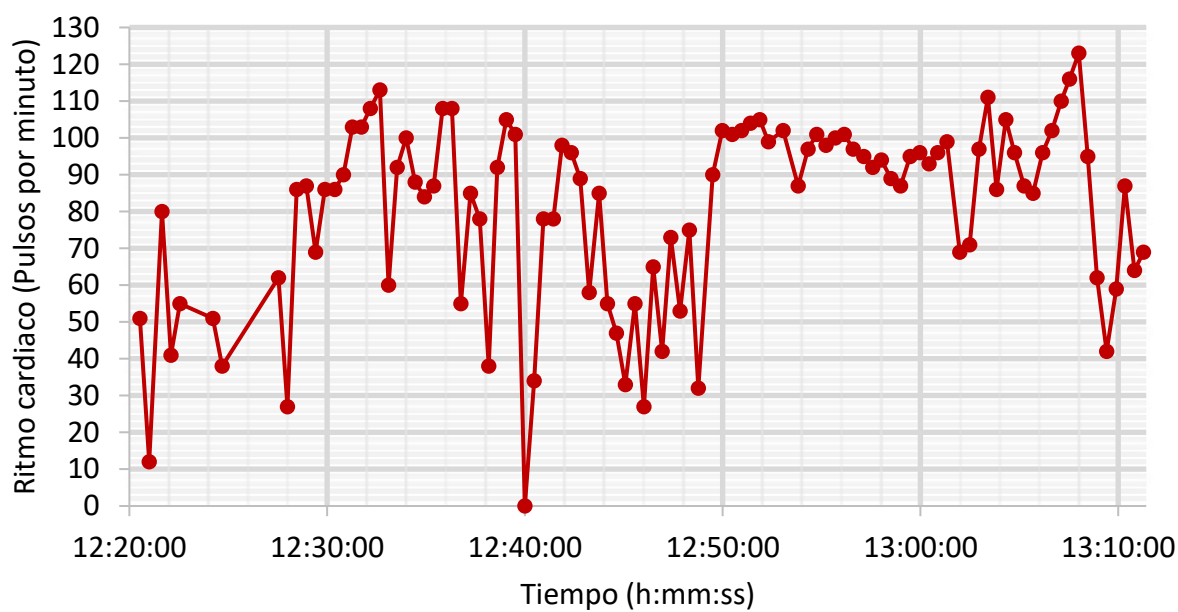


Figura 5.48: Gráfica del comportamiento del ritmo cardiaco del bebé durante la cuarta prueba.

Pero a pesar de estos inconvenientes, durante los lapsos que el dispositivo estuvo funcionando adecuadamente se obtuvieron en ThingSpeak lecturas adecuadas de la temperatura corporal y el ritmo cardiaco del bebé, ver fig. 5.49 y fig. 5.50.

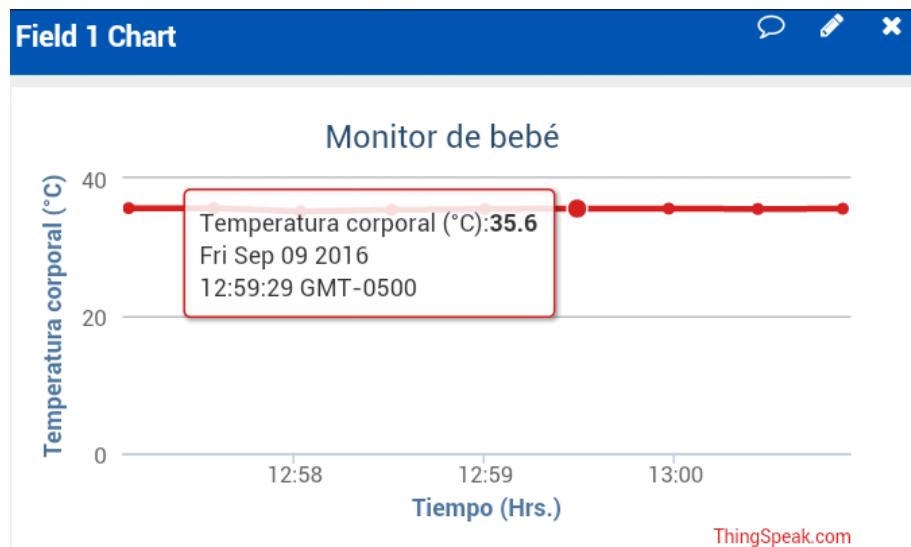


Figura 5.49: Mediciones correctas obtenidas de la medición de la temperatura corporal del bebé.

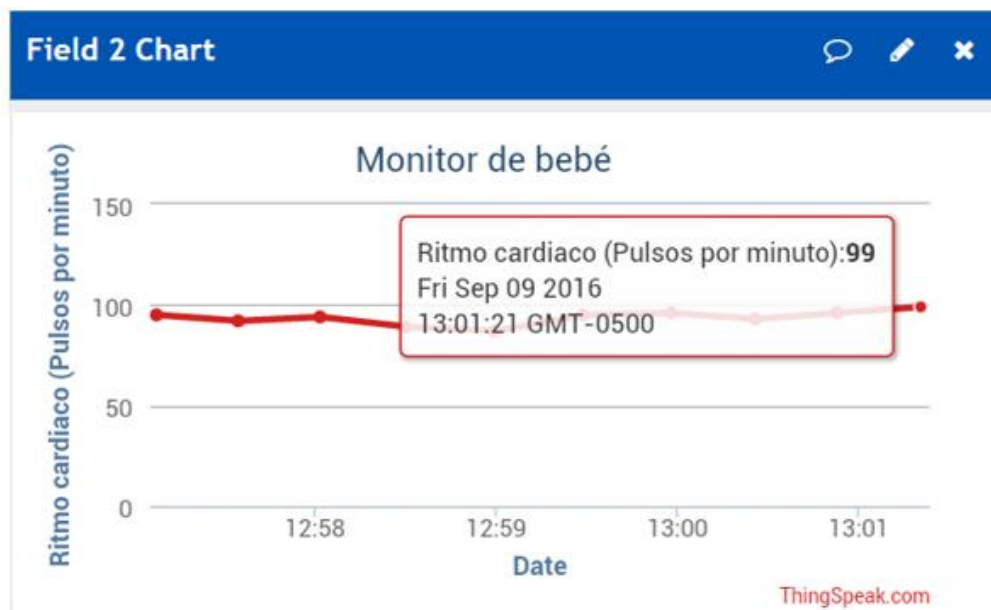


Figura 5.50: Mediciones correctas obtenidas de la medición del ritmo cardiaco del bebé.

A lo largo de toda la prueba, de los datos obtenidos en la tabla 5.9 se destaca el lapso que comprende desde las 12:49:30 hrs. hasta las 13:01:21 hrs. Ya que es el periodo de tiempo donde las mediciones se mantuvieron en un valor correcto, ver fig. 5.51 y fig. 5.52.

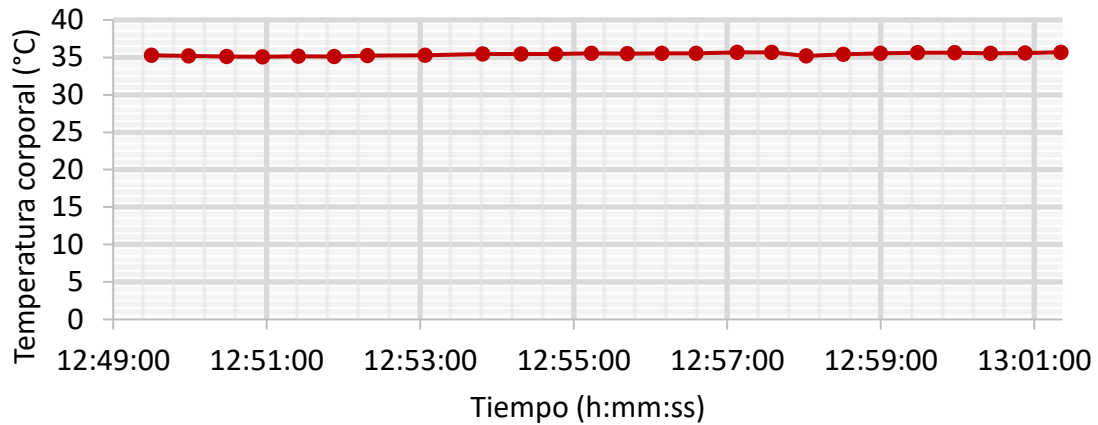


Figura 5.51: Comportamiento de la temperatura corporal del bebé durante el tiempo que funcionó correctamente el dispositivo.

Con respecto a las mediciones obtenidas en la fig. 5.51, la temperatura corporal del bebé se mantuvo alrededor de los 35.5 °C, esto es debido a que la temperatura en el pie es menor que en otras partes del cuerpo, tal como se observó en las pruebas de comparación obtenidas en la tabla 5.7. Además el pie del bebé estuvo descubierto durante toda la prueba, por lo que fue otro factor para que la temperatura del pie se mantuviera por debajo del rango aceptado. El ritmo cardiaco no es siempre constante, y presenta variaciones a lo largo del tiempo, por lo cual las mediciones obtenidas en la fig. 5.52 se mantienen alrededor de los 100 pulsos por minuto, obteniendo valores desde los 87 hasta los 105 pulsos por minuto.

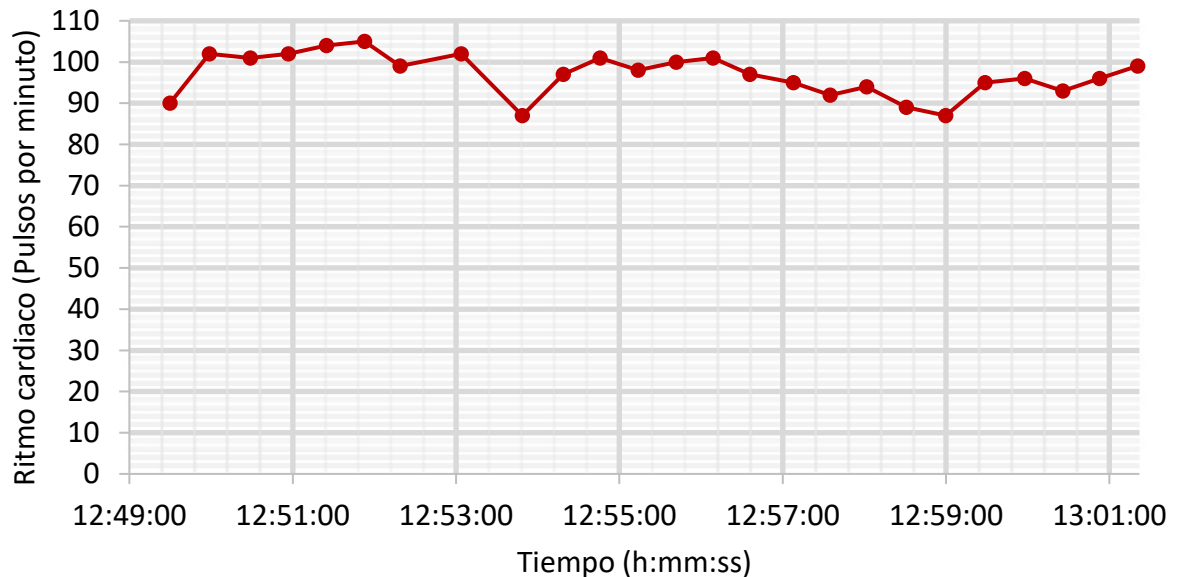


Figura 5.52: Comportamiento del ritmo cardiaco del bebé durante el tiempo que funcionó correctamente el dispositivo.

Estos valores son los adecuados a un bebé de 3 meses de edad, ya que su ritmo cardiaco es mayor al de una persona adulta. Incluso comparando estos resultados a los obtenidos en la tercera prueba, se puede observar la similitud que existe entre ambas pruebas y se puede concluir que el dispositivo funciona correctamente mientras el bebé no se encuentre en constante movimiento.

5.4 Mensaje de alerta en Twitter

Durante las pruebas experimentales, se generaban los mensajes de alerta en Twitter cada vez que la condición que se estableció en la configuración de la aplicación React era cumplida.

La condición que se propuso para enviar el mensaje de alerta fue que el ritmo cardiaco sea menor a 90 pulsaciones por minuto. Entonces este mensaje avisará a los padres del bebé a través de la aplicación Twitter en sus celulares, en caso de que se presente algún inconveniente en su frecuencia cardiaca y puedan actuar ante tal situación para prevenir la muerte de cuna.

Tal como se aprecia en la fig. 5.53 los mensajes de Twitter se envían a la cuenta personal del usuario con el siguiente texto: “¡Cuidado!, tu bebé tiene algún problema”. De esta manera los padres pueden ser alertados de inmediato desde sus celulares.

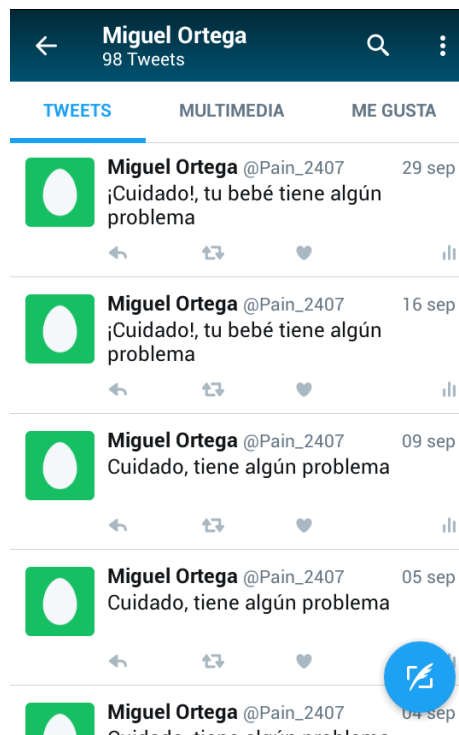


Figura 5.53: Mensajes de alerta en twitter generados por la aplicación React de ThingSpeak.

5.5 Conclusiones

Durante las pruebas experimentales fue posible medir el ritmo cardiaco del bebé tanto en el pie izquierdo, como en el derecho, así como en la parte interna y externa del tobillo.

El método más factible para sujetar el dispositivo al tobillo del bebé fue a través de una tobillera en forma de pulsera, pero aun así se presentaron problemas para la colocación adecuada del sensor de pulso, por lo que durante las pruebas se optó por emplear el osciloscopio como un soporte visual para verificar que el sensor estuviera sensando correctamente, pero si se logra encontrar la arteria rápidamente se puede prescindir de él sin problema. A pesar de que las pruebas se realizaron por lapsos grandes, no se logró tener un adecuado monitoreo continuo, debido a que como era complicado encontrar rápidamente el pulso en el bebé, la manipulación del dispositivo ocasionaba que el bebé se despertara en algunas ocasiones y el movimiento del bebé provocaba mediciones incorrectas.

CONCLUSIONES GENERALES

Con respecto a los resultados obtenidos al final del presente trabajo, se llega a la conclusión de cumplir con el objetivo general.

Además, se concluye que la detección del pulso en un bebé no es algo trivial, puesto que su cuerpo está en constante movimiento. El dispositivo está diseñado para funcionar mientras el bebé está durmiendo, por lo que existe la posibilidad de colocarlo justo antes de que el bebé vaya a dormir, o incluso mientras esté durmiendo. Por lo tanto, el dispositivo solo puede funcionar mientras no se presente mucho movimiento en el tobillo, de lo contrario las mediciones serán afectadas.

En un futuro sería deseable que se realizará un estudio para determinar en qué medida las muestras son afectadas por el movimiento del bebe.

Como no se tienen conocimientos en diseño industrial, es recomendable para mejorar la estética del dispositivo que un experto en el área de diseño industrial realice mejoras a la tobillera tanto en el acabado como en los materiales.

Aún pueden buscarse alternativas para miniaturizar más el dispositivo. Debido a que el diseño del circuito flexible fue hecho manualmente, todavía puede reducirse el espacio entre componentes electrónicos si el circuito flexible es fabricado por una empresa especializada, más aún si se utilizan componentes más pequeños.

Durante la implementación del módulo Wi-Fi no fue posible utilizar la función Deep Sleep del dispositivo para ahorrar energía en el dispositivo, porque era necesario mantener encendida la CPU del módulo para calcular el ritmo cardiaco mientras estuviera desconectado del punto de acceso. Es por eso, que para reducir el consumo de corriente, se propuso enviar los datos a internet cada 30 segundos aproximadamente.

El método que se emplea para alertar a los padres cuando se presente alguna alteración en los signos vitales del bebé es una opción que se propuso, pero para futuras aplicaciones del dispositivo es posible diseñar una aplicación para celular de propósito específico, donde sea posible monitorear la temperatura corporal y el ritmo cardiaco del bebé y que además el sistema de alarma esté integrado en la misma, mostrando algún mensaje o enviando alguna señal auditiva.

Se realizó una comparación entre el sistema diseñado y algunos sistemas comerciales, las mediciones muestran los mismos resultados, sin embargo, los dispositivos comerciales son muy grandes y solo miden una sola variable física a la vez, por lo que nuestro dispositivo es el único que ofrece mediciones en tiempo real con un sistema de alarma integrado en caso de detectar algún problema en el pulso o en la temperatura. Además es de bajo costo comparado con dispositivos que existen actualmente en el mercado.

En un futuro a medio plazo se pretende comercializar el dispositivo ya que podría ayudar a salvar miles de vidas de bebes.

REFERENCIAS

- [1] S. Flores, R. I. Ramos, S. Flores, S. Villa, H. Martínez, “Síndrome de muerte súbita del lactante. Prevención en la práctica hospitalaria”, Rev Med Inst Mex Seguro Soc 2006, p. 511.
- [2] G. Ottaviani, “Crib Death. Sudden Unexplained Death of Infants: The Pathologist's Viewpoint”, p. 2, 2007.
- [3] Implementación de un pulsómetro diagnosticador de SPO₂ y HR con interfase USB. Carlos M. Raymundo Luyo y Luis A. Gonzales Vargas, Universidad Ricardo Palma CIDIB-URP.
- [4] Medida de la Saturación de Oxígeno por Medio Óptico, Manuel Laborde. XIII Seminario de Ingeniería Biomédica, Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República Oriental del Uruguay Montevideo, Uruguay, Junio 2004
- [5] Construcción de un Prototipo de Dispositivo para el Monitoreo del Ritmo Cardíaco en los Adultos Mayores. Chan Ávila Teresa de Jesús, Rodríguez Yañez José Edwin, Rosado May Ricardo Arturo, Marín Montoya Mario Edgar. Universidad del Caribe Cancun, Quintana Roo, México. 30 de noviembre de 2010
- [6] Rapid Prototyping of Pulse Oximeter. 1P. Jalan, 1B.R. Bracio, 1P.J. Rider, 2H. Toniolo. Department of Electrical and Computer Engineering, University of Alaska Fairbank. Department of Civil Engineering, University of Alaska Fairbanks.
- [7] Measuring of Oxygen Saturation Using Pulse Oximeter Based on Fuzzy Logic. Gözde Ateş, Student Member, IEEE. Department of Electrical and Electronics. Abant İzzet Baysal University Abant İzzet Baysal University. Bolu/Turkey, Kemal Polat.
- [8] Smartphone-based low cost oximeter photoplethysmography. Ahsan H. Khandoker, Jim Black, Marimuthu Palaniswami. Department of Electrical & Electronic Engineering, The University of Melbourne, Melbourne, VIC 3010, Australia. Nossal Institute of Global Health, The University of Melbourne, Melbourne, VIC 3010, Australia.
- [9] Design and development of pulse oximeter. R.C. Chpta, S.S. Ahluwalia and S.S. Randhawa. Central Scientific Instruments Organisation, CHANDIGARH - 160 020, INDIA.
- [10] Sistema Multicontrolado para el Diseño de Un Oxímetro de Pulso. B. Gaspar Zamora¹, G. Rosello Moreno. Barcelona, España. Universidad Ricardo Palma, Lima, Perú.

- [11] A New Reflectance Pulse Oximeter Housing to Reduce Contact Pressure Effects. R.P. Dresher and Y. Mendelson. Department of Biomedical Engineering. Worcester Polytechnic Institute. Worcester, MA 01609.
- [12] Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros biomédicos. Santiago Ventosinos Alonso. 28 de Abril de 2010.
- [13] Development of a Device for Remote Monitoring of Heart Rate and Body Temperature Mohammad Ashekur Rahman, Atanu Barai, Md. Asadul Islam, M.M.A Hashem. Department of Computer Science and Engineering. Khulna University of Engineering & Technology (KUET). Khulna 9203, Bangladesh.
- [14] Body Monitoring System Design Based on Android Smartphone. Weibo Song, Hong Yu, Ce Liang, Qihua Wang¹, Yunfeng Shi¹. School of Information Engineering, Key Laboratory of Ocean Information Technology of Liaoning Province, Educational Technology and Computing Center, Dalian Ocean University, Dalian, China.
- [15] Measurement of Blood Pressure Using an Arterial Pulsimeter Equipped with a Hall Device. Sang-Suk Lee¹, Dong-Hyun Nam, You-Sik Hong, Woo-Beom Lee, Il-Ho Son, Keun-Ho Kim and Jong-Gu Choi. Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Department of Biofunctional Medicine and Diagnosis, Oriental Medical College, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Department of Computer Science Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Department of Western-Eastern Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Received: 1 December 2010; in revised form: 27 January 2011 / Accepted: 29 January 2011 / Published: 31 January 2011.
- [16] Measurement and Analysis of Pulse Wave Using a Clamping Pulsimeter Equipped With Hall Effect Device. Il-Ho Son, Keun-Ho Kim, Jong-Gu Choi, Dong-Hyun Nam, and Sang-Suk Lee. Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Department of Eastern-Western Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Department of Biofunctional Medicine and Diagnosis, Oriental Medical College, Sangji University, Wonju 220-702, Korea.
- [17] Measurement of Spatial Pulse Wave Velocity by Using a Clip-Type Pulsimeter Equipped with a Hall Sensor and Photoplethysmography. Dong-Hyun Nam, Woo-Beom Lee, You-Sik Hong and Sang-Suk Lee. Department of Biofunctional Medicine and Diagnosis, Oriental Medical College, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Department of Computer Science Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea. Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea.

- [18] A Sensor for Monitoring Pulse Rate, Respiration Rhythm, and Body Movement in Bed
Yusuke Yamana, Sosuke Tsukamoto, Koji Mukai, Hiromichi Maki, Hidekuni Ogawa,
and Yoshiharu Yonezawa, *Members, IEEE*.
- [19] A System for Monitoring Cardiac Vibration, Respiration, and Body Movement in Bed
Using an Infrared. Hiromichi Maki, Hidekuni Ogawa, Sosuke Tsukamoto, Yoshiharu
Yonezawa, and W. Morton Caldwell, *Member, IEEE*.
- [20] <http://www.owletcare.com/>. Noviembre 2016.
- [21] <https://www.angelcarebaby.com/product/angelcare-ac401-deluxe>. Noviembre 2016.
- [22] <http://mimobaby.com/>. Noviembre 2016.
- [23] <http://sproutling.com/>. Noviembre 2016.
- [24] Robert Eisberg, Robert Reisnick. “Física cuántica: átomos, moléculas, sólidos, núcleos
y partículas“. Limusa, 1992.
- [25] Herbert Haessler, M.D., Raymond Harris. “El libro de Mamá: pruebas médicas en el
hogar para bebés y niños”. Publicaciones Cruz O., S.A., Primera edición en español,
2001, pp. 40-41.
- [26] Campos-Cantón, I.; Martínez Garza, L.A.; Vinaja Nuño, V.; Rodríguez López, P.C.
Instrumentación virtual de un pulsioxímetro, Revista Mexicana de Física, vol. 52, núm.
5, octubre, 2006, pp. 474-478, Sociedad Mexicana de Física A.C. Distrito Federal,
México.
- [27] I. Campos-Cantón, L.A. Martínez Garza, V. Vinaja Nuño y P.C. Rodríguez López.
Instrumentación virtual de un pulsioxímetro. Facultad de Ciencias, Universidad
Autónoma de San LuisPotosí, 2006.
- [28] Dr. Jorge Enrique Martín Cordero. “Agentes físicos terapéuticos”. Editorial Ciencias
Médicas. La Habana: ECIMED, 2008, pp. 421-422.
- [29] Irvin Samamé, Manuel Gómez. Diseño y construcción de un sistema para la medición
del pulso cardiaco usando técnicas pletismográficas. Escuela Profesional de Ingeniería
Electrónica Universidad Ricardo Palma, 2011.
- [30] Francisco de Borja de la Quintana Gordon, Carlos Chamorro, Antonio Planas y Eloísa
López. “Monitorización en Anestesia, Cuidados Críticos y Medicina de Urgencias”.
Elsevier España, S. A., pp. 144, 2004.
- [31] Alexis Meneses Arévalo, Daissy Carola Toloza Cano. Diseño y construcción de un
monitor de signos vitales basado en un computador portátil. Dalcame: grupo de
investigación biomédica.

- [32] M. I. Soldano. “Primeros Auxilios Y Enfermedades de la Infancia”. Primera Ed. p. 13, Octubre 2005.
- [33] A. Marín, J. F. Gómez, J. C. Jaramillo. “Manual de pediatría ambulatoria”. 21 ed., pp. 357-358, 2008.
- [34] David Werner, Carol Thuman, Jane Maxwell. “Donde no hay doctor. Una guía para los campesinos que viven lejos de centros médicos”. Editorial Pax México, p. 33, 1996.
- [35] Dra. Miriam Stoppard. “Primeros auxilios para el bebé: guía imprescindible de consulta rápida”. Grupo editorial norma, p. 13, 2003.
- [36] MLX90614 Datasheet.
- [37] <http://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardMega2560>. Octubre 2015.
- [38] <http://www.vishay.com/ir-emitting-diodes/>. Octubre 2015.
- [39] VSMS3700 Datasheet.
- [40] <http://www.vishay.com/docs/84658/temd5110.pdf>; diciembre, 2014.
- [41] VSMY98545DS Datasheet. Diciembre 2015.
- [42] AN85951 – PsoC 4 CapSense Design Guide, Cypress Semiconductor Corporation, Doc. No. 001-85951 Rev. M, p. 49, 2013-2016.
- [43] Espressif System, “ESP8266 802.11 bgn Smart Device”, pp.5-6, October 12, 2013.
- [44] <http://polaridad.es/modulo-wifi-esp8266/>. Enero 2016.
- [45] Hans Scharler, “ThingSpeak: Open Source Platform for Connected Products and Services”, ioBridge, Inc., April 18, 2011.

Apéndice A. Reconocimiento

EL INSTITUTO TECNOLÓGICO DE LA PAZ

OTORGA EL PRESENTE

RECONOCIMIENTO

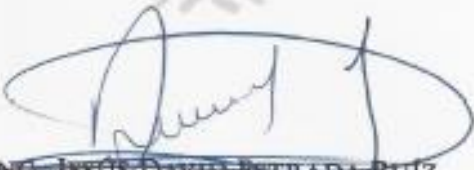
A

MIGUEL ANGEL ORTEGA PALACIOS, DAVID EDUARDO PINTO AVENDAÑO,
SERGIO VERGARA LIMON, MARÍA AURORA DIOZCOR VARGAS TREVIÑO Y
DARNES VILARIÑO AYALA

POR SU ARTÍCULO: DISEÑO E INSTRUMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MONITOREO DE
PULSO Y TEMPERATURA EN BEBES VÍA Wi-Fi
PRESENTADO EN EL TERCER CONGRESO INTERNACIONAL DE
ROBÓTICA Y COMPUTACIÓN
CELEBRADO DEL 2 AL 4 DE MAYO DEL AÑO EN CURSO.

LA PAZ, B.C.S., 4 DE MAYO DE 2016.


SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA
TECNOLÓGICO NACIONAL
DE MÉXICO
INSTITUTO TECNOLÓGICO
DE LA PAZ
DIRECCIÓN


ING. JESÚS DAVID ESTRADA RUÍZ
DIRECTOR



64

Apéndice B. Artículo publicado

Investigación y Desarrollo en Robótica y Computación

Diseño e instrumentación de un sistema de monitoreo de pulso y temperatura en bebés vía Wi-Fi

Miguel Angel Ortega
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Faculty of Electronic, Mexico
Email: miguelortpal@ece.buap.mx

Sergio Vergara
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Faculty of Electronic, Mexico
Email: svergara2@ece.buap.mx

Aurora Vargas
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Faculty of Electronic, Mexico
Email: auroravargast@hotmail.com

David Pinto
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Faculty of Computer Science, Mexico
Email: dpinto@cs.buap.mx

Darnes Vilariño
Benemérita Universidad Autónoma de Puebla
Faculty of Computer Science, Mexico
Email: darnes@cs.buap.mx

Resumen: El síndrome de muerte súbita del lactante, también conocido como muerte de cuna, es la muerte repentina e inesperada de un bebé menor de un año, sin razón aparente. Es más común en los primeros meses de vida. Se conoce poco acerca de la causa, pero se relaciona con problemas en el mecanismo del sistema nervioso central que controla la respiración y el ritmo cardíaco; tal mecanismo está involucrado en la detección de intercambio de gases durante la respiración; además se presenta de forma esporádica y rápida. Regularmente no se puede prevenir o evitar. Para contrarrestar esta situación, es necesario diseñar y construir un dispositivo de tobillo que permita detectar los parámetros biomédicos (temperatura corporal y ritmo cardíaco) del bebé desde cualquier dispositivo móvil o computadora, a partir de información transmitida inalámbricamente mediante la interfaz Wi-Fi, la cual estará recibiendo la información en tiempo real de la temperatura y el pulso proporcionados por los sensores optoelectrónicos. Los padres o el pediatra serán notificados mediante un aviso en el momento que se presente alguna alteración en los signos vitales del bebé.

Abstract: Sudden Infant Death Syndrome, also known as crib death, is the sudden and unexpected death of an infant under one year for no apparent reason. It is more common within the first months of age. Little is known about the cause, but is related to problems in the central nervous mechanism system that controls breathing and heart rate; such mechanism is involved in the detection of gas exchange during respiration; besides it occurs sporadically and quickly. Regularly it cannot be prevented or avoided. To counter this situation, it is necessary to design and build an ankle device for monitoring biomedical parameters (body temperature and pulse rate) of infant from any mobile device or computer, from data transmitted wirelessly by the Wi-Fi interface, which will be receiving real-time temperature and pulse provided by the optoelectronic sensors. Parents or pediatrician will be notified with a warning at the time that an alteration in the baby's vital signs is present.

Keywords: Sudden Infant Death Syndrome; body temperature; pulse rate; Wi-Fi.

I. INTRODUCCIÓN

El síndrome de muerte súbita del lactante se define como el fallecimiento repentino e inesperado de un niño menor de un año aparentemente sano, que permanece sin explicación después de una investigación exhaustiva del caso, incluyendo la realización de una autopsia completa, el examen de la escena de la muerte, y la revisión del historial clínico. Ocupa uno de los primeros lugares como causa de muerte durante el primer año de vida, con un pico entre los dos y tres meses de edad. En países desarrollados se ha estimado que hasta 55 % de las muertes en niños menores de un año se debe a este síndrome. En Estados Unidos de Norteamérica ocupa el tercer lugar como causa de muerte, después de las malformaciones congénitas y el peso bajo al nacer asociado con la gestación corta, con una tasa de 0.57 muertes por mil nacidos vivos en 2002, después de una reducción de 53 % en 10 años. En Latinoamérica, la tasa varía entre 0.1 y 5.4; en el año 2000 en México, la tasa se estimó en 0.6. Hasta el momento no se conoce la causa ni el mecanismo de cómo se produce la muerte en este síndrome, sin embargo, se han identificado factores de riesgo relacionados con la madre, el niño y las condiciones en las que duerme el niño [1-2].

II. MEDICIÓN DEL PULSO EN UN BEBÉ

El pulso es el número de latidos del corazón por minuto. Con cada latido el corazón bombea sangre a todo nuestro cuerpo con las sustancias necesarias para mantener nuestras células saludables. Si el corazón no funciona correctamente, la persona corre serios riesgos de salud. La medición del pulso proporciona información importante acerca del estado de salud de una persona. En niños menores de un año, se recomienda tomar el pulso radial o pedio. En niños mayores al año, se pueden utilizar las arterias que pasan por la muñeca, el cuello (carótida) o la