

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Pulsioxímetro con registro de datos en IOT y generación de alertas

Trabajo Fin de Grado

Ingeniería Electrónica y Automática

Autor: Marcos Gabriel Sein-Echaluze García

Tutor: Pedro Abad Martín

Zaragoza, Junio 2019

Agradecimientos

En primer lugar, quiero dar las gracias por el apoyo académico que he recibido para la realización de este Trabajo Fin de Grado (TFG), y que me ha permitido finalizarlo a pesar de algunas pequeñas frustraciones durante su desarrollo. Gracias a mi tutor, Pedro Abad, que ha mostrado toda su paciencia y comprensión, así como ánimo y dedicación a lo largo de este período de trabajo. Querría agradecer a todo el personal de Laboratorios del Departamento de Ingeniería Eléctrica de la Escuela de Ingeniería y Arquitectura y muy especialmente a Juan Antonio Tejero Gómez, por su gran ayuda, interés y aportación en el desarrollo de este proyecto. Así mismo, a Ricardo Gracia por sus aportaciones iniciales que facilitaron que este TFG comenzara a tomar forma. En segundo lugar, ya en el terreno personal, también quiero dar las gracias a todas las personas que me han apoyado para llegar hasta aquí. A mis padres que fueron los primeros que me metieron en esto y me han dado todo lo necesario para acabarlo. A Alba, la chica con la que lo comparto todo y que no solo me ha ayudado personalmente, sino que ha aportado detalles de medicina relacionados con el tema de este TFG. Por último, quiero mencionar a todos mis compañeros con los que he compartido, en estos años de estudio, amarguras, desesperaciones y enfados que hacían que los momentos de tranquilidad y risas aún fueran mucho mejores. Gracias al resto de amigos y familia por estar ahí.

A todos vosotros, gracias.

Resumen

En la actualidad una gran cantidad de personas sufre alguna patología cardíaca y, cada vez más, alguna patología respiratoria. La contaminación, la mala alimentación y una calidad de vida bastante deteriorada son las causas de estos problemas de salud. Es por ello que tenemos que poner cada vez más remedios y la medicina requiere de la tecnología para conseguir buenos resultados. En este trabajo se propone el desarrollo de un dispositivo llamado pulsioxímetro, utilizado para medir la saturación de oxígeno y la frecuencia cardíaca. Este dispositivo propuesto es de bajo coste y la mejora incluida, respecto a otros existentes, es la comunicación wifi para el control y gestión de avisos de emergencia. Se utiliza una placa NODEMCU de Adafruit, la ESP8266, que es estándar para módulos wifi. Este prototipo incluye un sensor MAX30100 para la captación de la onda de pulso y una cuenta en modo libre de la plataforma de IOT ThingSpeak. Se ha comprobado el buen funcionamiento del sistema propuesto y se ha estimado su autonomía en 32 horas.

Contenido

1	Introducción.....	6
2	Conceptos sanitarios.....	7
2.1	Frecuencia cardiaca	7
2.2	Saturación de oxígeno.....	10
2.3	Otros conceptos.....	11
3	Metodologías.....	11
4	Prototipo.....	14
4.1	Placa Micro	15
4.2	Placa Sensor	15
4.2.1	Sensor	16
4.2.2	Circuito de adaptación de señal	16
4.3	Programación.....	17
4.4	Alimentación.....	19
4.5	Servidor y Alertas.....	22
4.5.1	Servidores	22
4.5.2	Plataforma IOT	23
4.5.3	IFTTT.....	24
4.6	Modelos.....	26
4.6.1	Primeras pruebas	26
4.6.2	Prototipo final	27
4.7	Resultados.....	28
5	Estudio Económico.....	30
6	Implementación en sistemas existentes	31
6.1	Teleasistencia.....	31
6.2	Control en aparatos de respiración autónoma en viviendas de particulares	31
6.3	Monitorización de personas con patologías cardiacas en sus hogares	31
6.4	Estudios deportivos.....	32
7	Mejoras.....	32
8	Conclusiones.....	32
9	Bibliografía.....	34
10	Anexos	36

10.1	Anexo A: Código de Arduino	36
10.2	Anexo B: Guía ESP8266	43
10.3	Anexo C: Datasheet MAX30100	48

Índice Ilustraciones

Fig 1. Onda de pulso	8
Fig 2. Ilustración de oxígeno en sangre	10
Fig 3. Probabilidad de supervivencia según el tiempo que pasa en parada cardiorrespiratoria	11
Fig 4. Ilustración sensor con dedo humano	12
Fig 5. Esquema descriptivo de la señal recibida por el fotodiodo	13
Fig 6. Interpretación del cuerpo por parte del sensor	14
Fig 7. Esquema general del conexionado del prototipo	14
Fig 8. Esquema general del sensor	16
Fig 9. Diagrama de circuito de adaptación de señal del MAX30100	17
Fig 10. ARDUINO IDE 1.8.5	18
Fig 11. Diagrama de flujo del funcionamiento del microcontrolador	19
Fig 12. Esquema de pines de alimentación del ESP8266	20
Fig 13. Tabla de Consumos de alimentación del microcontrolador	21
Fig 14. Prototipo inicial con pinza amperimétrica	21
Fig 15. Esquema general de comunicación del prototipo	23
Fig 16. Pantalla de visualización de ThingSpeak	24
Fig 17. Imagen descriptiva de IFTTT	25
Fig 18. Correo ejemplo de alerta por correo electrónico	25
Fig 19. Prototipo Inicial enchufado a ordenador portátil	26
Fig 20. Parte trasera de placa agujereada	27
Fig 21. Parte delantera de placa agujereada	27
Fig 22. Férula de dedo con sensor en la punta y protobard con circuito del prototipo	28
Fig 23. Pruebas para comprobar los resultados	29

Índice Tablas

Tabla 1. Valores de frecuencia cardiaca normales en personas sanas	8
Tabla 2. Valores de frecuencia cardiaca según niveles de esfuerzo	9
Tabla 3. Consumos reales del prototipo	21
Tabla 4. Tiempo de ejecución de las partes del código	22
Tabla 5. Resultados de Saturación de oxígeno	29
Tabla 6. Resultados de Frecuencia cardiaca	29
Tabla 7. Limitaciones del pulsioxímetro	30
Tabla 8. Tabla de precios del material utilizado	30

1 Introducción

Un pulsioxímetro es un aparato que mide la saturación de oxígeno en sangre y la frecuencia cardiaca a partir de la onda de pulso. Su principal uso es para la detección de la hipoxemia arterial, disminución de oxígeno en sangre, siendo esto un valor muy significativo del estado vital de la persona. Esta no es su única función ya que el valor de pulso, y en algunos casos la onda que dibujan, dice mucho del estado del corazón y ayuda de una forma no invasiva a un primer diagnóstico o atención al paciente. Estos dispositivos se usan en los momentos más críticos de la atención sanitaria como son; las operaciones quirúrgicas, la atención extra-hospitalaria, unidades de cuidados intensivos, urgencias o en consultas médicas para un primer análisis rápido del estado del paciente.

Históricamente el pulsioxímetro es un dispositivo joven ya que apenas surgió hace 40 años, tal y como es hoy en día. En 1935 Matthes desarrolló el primer dispositivo de longitud de onda para medir la saturación de oxígeno. Este fue el primer dispositivo creado con ese propósito hasta 1974 cuando Takuo Aoyagi y Michio Kishi, bioingenieros de Nihon Kohden y usando la relación de absorción de luz roja a infrarroja de componentes pulsantes en el sitio de medición, desarrollaron el modelo que hoy se conoce como pulsioxímetro. Ya en 2008 la precisión y capacidad del pulsioxímetro fue mejorada y se adoptó el término pulsioximetría de alta resolución (HRPO) por parte de MASIMO y Dolphin Medical [1].

Hay que tener en cuenta que antes de la introducción del pulsioxímetro, la oxigenación de un paciente sólo podía ser medida por medio de gases en la sangre arterial, en un único punto de medición, lo que supone algunos minutos de proceso en un laboratorio. Esta técnica era costosa en tiempo y en dinero, por lo que no se obtuvieron buenos resultados del mismo.

En la actualidad las principales causas de muerte en el mundo, ya no son únicamente las conocidas 3C: enfermedades Cardiovasculares, Cánceres y accidentes de Circulación. Ahora se han sustituido los accidentes de tráfico por las enfermedades respiratorias, y los porcentajes son 32,26 % enfermedades cardiovasculares, 16,32% cáncer y 6,48 % enfermedades respiratorias. Todos estos datos aportados por la Organización Mundial de la Salud (OMS) que, en el caso concreto de España, dice que “El envejecimiento que sufre nuestro país, así como las altas tasas de contaminación y el consumo de tabaco, se encuentran detrás de estas estadísticas”. De hecho, un informe reciente de Ecologistas en Acción alertaba de que el 97% de la población en España respira aire contaminado [2].

Por otra parte, los avances tecnológicos son cada vez más esenciales en la Medicina, no solo para curar enfermedades sino, de una forma muy importante, en el diagnóstico de las mismas. Además, cada vez es más evidente que el sistema de salud, en general, necesita estar bien respaldado por una buena tecnología. No solo para atender a los pacientes en los hospitales, sino para llevar la salud y seguridad a sus casas, haciendo que no sea necesario el constante traslado al hospital y consiguiendo una buena conciliación de las personas con enfermedades, del sistema de salud y del día a día de todos los afectados (pacientes y sus familiares).

Así mismo, el Sistema Público de Salud nos da la oportunidad a todos de disfrutar de una atención prácticamente completa ante cualquier patología e intentar promover una vida saludable para

evitar muchísimas enfermedades. Esta atención es relativamente sencilla de llevar a cabo en las grandes ciudades, debido a la agrupación de la población en grandes núcleos. Pero ¿y los pueblos?, en esos casos disfrutar de una atención rápida y de calidad es más dificultoso, ya sea por la orografía o por la falta de medios humanos y materiales.

Este trabajo surgió pensando en esa población que tiene un difícil acceso habitual a su centro de salud o incluso un difícil acceso por parte de los equipos de emergencia hasta su vivienda. En este trabajo se propone el desarrollo de un pulsioxímetro barato y sencillo que conserva las funcionalidades de los ya existentes, pero que simplifica su uso. El avance consiste en que, mediante comunicación wifi, se puede controlar, a distancia y en todo momento, a personas con patologías cardíacas o respiratorias. De esta forma, se podrá tener un registro de lo que ha sucedido o de lo que puede estar sucediendo en caso de urgencia.

En la sección 2 se explican los conceptos médicos que intervienen en este trabajo, como la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, entre otros. La siguiente sección incluye las metodologías de medición utilizadas hasta llegar al pulsioxímetro y los fundamentos del uso de este mismo dispositivo. A continuación, se mostrará el prototipo con la descripción de todos sus componentes, seguidos de los resultados de medición, para finalizar con una propuesta económica, las mejoras futuras detectadas y las conclusiones del trabajo.

2 Conceptos sanitarios

Para entender un poco la funcionalidad del aparato propuesto, a continuación se exponen los conceptos sanitarios más importantes que se harán mención a lo largo del trabajo, la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, ya que son los parámetros que se miden con el prototipo.

2.1 Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca es uno de los signos vitales, o indicadores, más importante de la salud ya que se trata de “el número de veces que el corazón late durante cierto periodo de tiempo, generalmente un minuto” [3]. En la Fig 1 se muestran dos ejemplos de onda de pulso con el parámetro que buscamos, los BPM son los “beats per minutes”, latidos por minuto, que se traduce en la frecuencia cardíaca [4].

La velocidad de los latidos del corazón varía como resultado de la actividad física, las amenazas a la seguridad y las respuestas emocionales. La frecuencia cardíaca en reposo es la que tiene una persona cuando está relajada.

Si bien es cierto que una frecuencia cardíaca normal no garantiza que una persona esté libre de problemas de salud, es un punto de referencia útil para identificar una variedad de enfermedades. La Tabla 1 muestra los valores normales de frecuencia cardíaca para una persona sana, en palpaciones/latidos por minuto (ppm) [5].

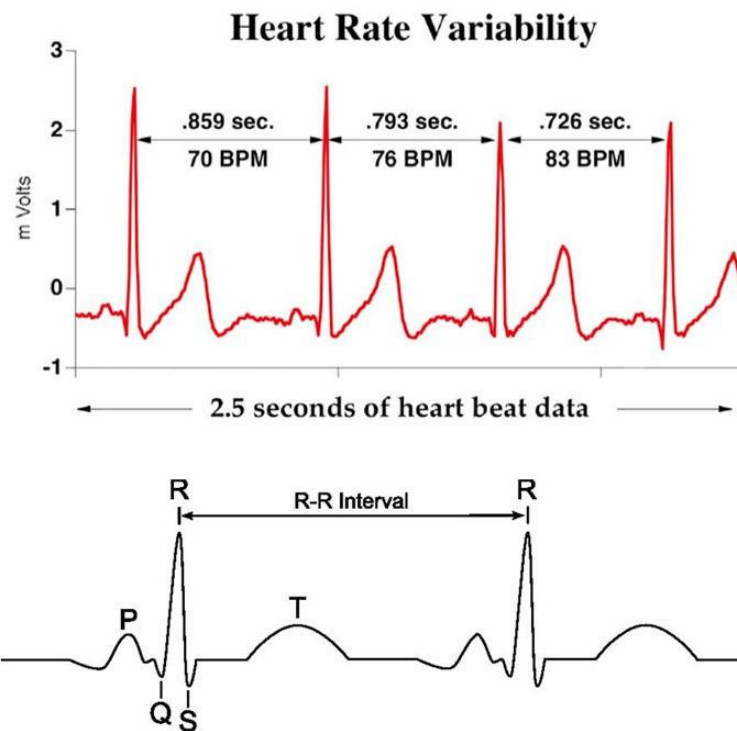


Fig 1. Onda de pulso

Edad	Frecuencia cardíaca normal (ppm)
Hasta 1 mes	70 a 190
De 1 a 11 meses	80 a 160
De 1 a 2 años	80 a 130
De 3 a 4 años	80 a 120
De 5 a 6 años	75 a 115
De 7 a 9 años	70 a 110
Más de 10 años	60 a 100

Tabla 1. Valores de frecuencia cardíaca normales en personas sanas

Como se puede observar, los valores normales en reposo de la Tabla 1 cambian según la edad y conforme aumenta la edad de la persona. Para considerar que una persona está teniendo unos valores de frecuencia cardíaca preocupantes también se tiene en cuenta la edad y la actividad física que desarrolla.

En la Tabla 2 se presentan los valores de frecuencia cardíaca con un nivel de esfuerzo entre un 50% y un 85% de la capacidad de la persona, y los valores máximos al 100% de esfuerzo [5].

Edad (años)	Zona de ritmo cardíaco objetivo en un 50 a 85 por ciento de esfuerzo (ppm)	Frecuencia cardíaca máxima promedio al 100 por ciento de esfuerzo (ppm)
20	100 a 170	200
30	95 a 162	190
35	93 a 157	185
40	90 a 153	180
45	88 a 149	175
50	85 a 145	170
55	83 a 140	165
60	80 a 136	160
65	78 a 132	155
70	75 a 128	150

Tabla 2. Valores de frecuencia cardíaca según niveles de esfuerzo

Todos estos datos son ideales y normalizados, ya que cada persona es diferente y hay muchos factores que influyen en el latido del corazón, como los siguientes:

- Edad
- Niveles de condición física y de actividad
- Ser fumador
- Tener enfermedades cardiovasculares, colesterol alto o diabetes
- Temperatura del aire
- Posición del cuerpo (de pie o acostado, por ejemplo)
- Emociones
- Tamaño del cuerpo
- Medicamentos

Por el contrario, los tipos diferentes de ritmo cardíaco anómalo están ya tipificados. El ritmo anómalo más común es la fibrilación auricular, que reemplaza el latido normal del corazón con un patrón irregular.

Al ritmo cardíaco rápido también se le conoce como taquicardia y, dependiendo de en qué parte del corazón se encuentra la aceleración, puede ser de los siguientes tipos:

- Taquicardia supraventricular (TSV)
- Taquicardia sinusal inapropiada
- Aleteo auricular
- Fibrilación auricular (FA)
- Taquicardia ventricular (TV)
- Fibrilación ventricular (FV)

2.2 Saturación de oxígeno

El concepto de saturación de oxígeno (SaO_2) se refiere a la cantidad de oxígeno que está presente en la oxihemoglobina (el torrente sanguíneo). La proporción de este nivel de oxígeno debe encontrarse entre el 96% y el 99%, siempre que la sangre se encuentre en buen estado de salud. Las personas que sufren algún trastorno en los pulmones suelen presentar valores más bajos, a menos que usen oxígeno suplementario. En la Fig 2 se muestra gráficamente la idea de la captación y el transporte de oxígeno en la sangre [6].

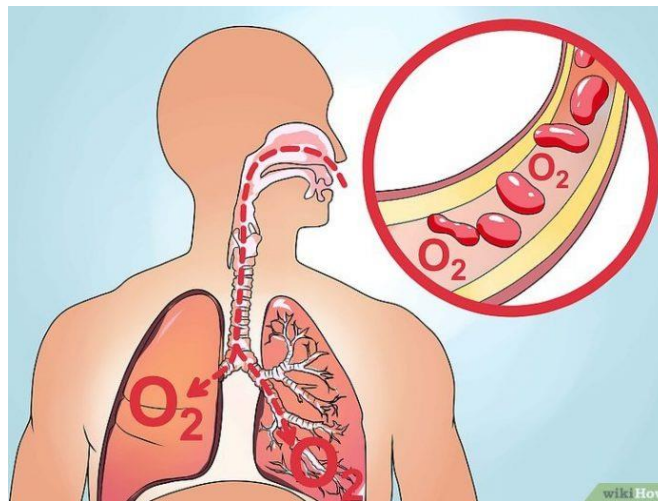


Fig 2. Ilustración de oxígeno en sangre

Cuando el corazón bombea sangre al resto del cuerpo, ésta pasa en primer lugar por los pulmones, y allí se produce la unión entre las moléculas de oxígeno y las células rojas de la sangre (los llamados eritrocitos), con el objetivo de poder transportar el oxígeno al resto del organismo. Se conoce con el nombre de nivel de oxígeno en sangre o saturación arterial de oxígeno al porcentaje de eritrocitos que hayan sido saturados de oxígeno por completo.

El tejido que menos tolera la falta de oxígeno es el cerebro. Si en 4 minutos no recibe oxígeno se produce la muerte cerebral debido al daño irreversible de más del 50% del tejido del mismo. En 10 minutos todo el cerebro deja de funcionar. El corazón y el pulmón son también delicados y pueden seguir funcionando entre 5-6 minutos sin recibir oxígeno; a partir de entonces el daño es irreversible.

Así bien, esto sucede en caso de ausencia total de oxígeno en estas células. La ausencia total de oxígeno se da en situaciones de ahogamientos y otras patologías respiratorias por lo que, por lo general, hay más tiempo de margen, ya que los problemas ya se avecinan antes de llegar a la ausencia de oxígeno total. Por ejemplo, la Fig 3 muestra la probabilidad de sobrevivir a una parada cardiorrespiratoria sin realizar una reanimación [7]. Esta es una de las causas de muerte más común que se puede producir por la falta de oxígeno y tiene mayores márgenes de tiempo, ya que se tarda más en llegar a la ausencia total de oxígeno en los tejidos.

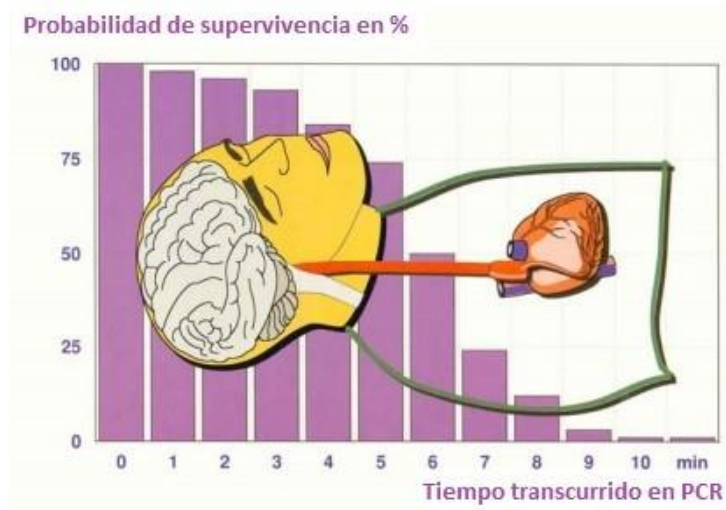


Fig 3. Probabilidad de supervivencia según el tiempo que pasa en parada cardiorrespiratoria

2.3 Otros conceptos

Las definiciones siguientes, correspondientes a términos médicos que también aparecen implicados en este trabajo, han sido extraídas de MedLinePlus [8], página web producida por la Biblioteca Nacional de Medicina de los Estados Unidos.

- *Técnica invasiva*: Procedimiento realizado por un profesional de la medicina en el cual el cuerpo es agredido, química y/o mecánicamente, mediante inyecciones en la piel o introduciendo un tubo o un dispositivo médico por orificios naturales y no naturales del cuerpo.
- *Auscultación*: Escuchar los ruidos del cuerpo durante un examen físico.
- *Perfusión periférica vascular*: Circulación sanguínea en las zonas más alejadas del corazón.
- *Hemoglobina*: Proteína que se encarga de transportar el oxígeno y dióxido de carbono de los pulmones a los tejidos.
- *Onda de pulso*: Onda que describe la actividad eléctrica en el corazón, que se traduce en el latido del mismo.
- *Arritmia*: “Una arritmia es cualquier trastorno en el ritmo del corazón.” Significa que el corazón late demasiado rápido o demasiado lento o que tiene un ritmo irregular.

3 Metodologías

Una vez presentados los conceptos sanitarios más importantes del trabajo, así como los dos parámetros que se buscan, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, vamos a describir las técnicas existentes para la medición de los mismos. Únicamente se explicará detalladamente la técnica que he utilizado en este trabajo.

- *Medición de la frecuencia cardiaca mediante auscultación*

Con la misma palpación en los distintos posibles puntos anatómicos donde sentir el pulso o mediante auscultación, se pueden obtener los valores de frecuencia contando el número de latidos que notamos en un minuto, por ejemplo. Este es el método más básico para la medición únicamente de la frecuencia cardiaca y utilizado a diario por muchas personas ya que no tiene por qué precisar de instrumentos.

- *Medición de la frecuencia cardiaca mediante un electrocardiograma*

La electrocardiografía (ECG) es un método de monitoreo electrofisiológico para registrar la actividad eléctrica relacionada con las contracciones cardíacas. Entre los diversos parámetros y medidas de la señal ECG, una medida interesante es la relacionada con la frecuencia de las contracciones cardíacas, denominada frecuencia cardíaca (HR) y medida en latidos por minuto (lpm) [9].

- *Medición de la saturación de forma invasiva mediante la intubación*

La gasometría arterial es una técnica de monitorización respiratoria invasiva que permite, en una muestra de sangre arterial, determinar el pH, las presiones arteriales de oxígeno y dióxido de carbono y la concentración de bicarbonato.

- *Fotopletismografía para la captación de la saturación y frecuencia cardiaca:*

Este es el sistema más usado y es la técnica de los pulsioxímetros. Un pletismógrafo es un instrumento utilizado principalmente para determinar y registrar las variaciones en el volumen sanguíneo o el flujo sanguíneo en el cuerpo que se produce con cada latido del corazón en su bombeo de sangre periódico. La pletismografía es la medida volumétrica de un órgano como resultado de las fluctuaciones en la cantidad de sangre o aire que contiene. El cambio en el volumen sanguíneo es sincrónico al latido cardíaco, por lo que puede utilizarse para detectar la frecuencia cardíaca. Fotopletismografía es solo un medio de pletismografía que utiliza técnicas ópticas. Hay dos tipos básicos de fotopletismografía: mediante transmisión y mediante reflectancia.

Esta última, mediante reflectancia, es la utilizada en este proyecto. El detector se coloca en el mismo lado de una parte del cuerpo. Por ejemplo, debajo de la punta del dedo, como se muestra en la Fig 4 [10].

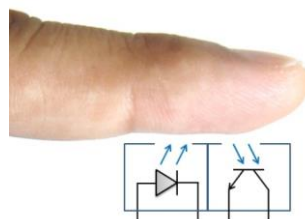


Fig 4. Ilustración sensor con dedo humano

La fuente de luz utilizada es un emisor diodo de luz infrarroja y el detector utilizado es un fototransistor. Cuando la punta del dedo está iluminada por la fuente, tres cosas pueden suceder dependiendo del volumen de sangre en la punta del dedo: cierta cantidad de luz es absorbida, cierta cantidad de la luz es transmitida y cierta cantidad de luz es reflejada. La intensidad de la luz reflejada varía con el volumen de sangre en la punta del dedo, por lo que es importante la buena perfusión periférica vascular, propiedad de la sangre definida por la ley de Beer y la ley de Lambert [11].

La Ley de Beer dice que la cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de la sustancia que absorbe la luz. La ley de Lambert dice que la cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud del camino que la luz tiene que recorrer en la sustancia que absorbe. La cantidad de luz absorbida depende de la longitud de onda y del tipo de hemoglobina. La hemoglobina oxigenada y la hemoglobina reducida absorben luz de diferentes longitudes de onda de una manera específica y tienen distintas características de absorción en diferentes longitudes de onda [11].

El período de tiempo de cada pulso en la señal es dictado por el latido del corazón y la amplitud se mide por la concentración de varios constituyentes del dedo. La señal está compuesta de dos componentes: AC y DC. Como se muestra en las Fig 5 y

Fig 6, el nivel AC proviene de la luz reflejada por la sangre arterial, la frecuencia cardiaca. Por su parte, el nivel DC proviene del reflejo del resto de tejidos, huesos y media de volumen en sangre [12]. Estos dos componentes vienen superpuestos por lo que eliminaremos el componente DC para analizar con más detalle el AC, que contiene toda la información que interesa en este trabajo [13].

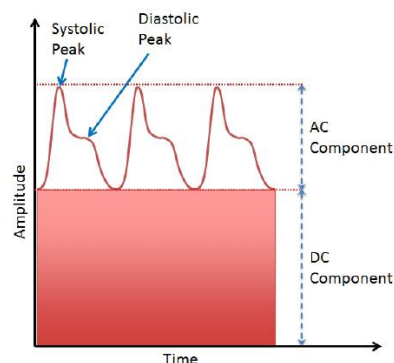


Fig 5. Esquema descriptivo de la señal recibida por el fotodiodo

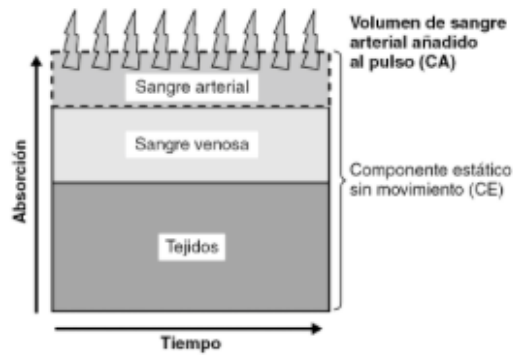


Fig 6. Interpretación del cuerpo por parte del sensor

Del nivel AC que analizaremos extraeremos la frecuencia de la onda, para así tener la frecuencia cardiaca. La intensidad con la que se refleja la luz infrarroja con respecto a toda la luz enviada, servirá para el cálculo de la saturación de oxígeno [10].

Por último, hay que tener en cuenta que niveles bajos de saturación pueden provocar un mayor error en la medida, ya que la sangre mal oxigenada tiene peor absorbancia. Esto es algo que no afecta en gran medida ya que un 90% es el nivel mínimo de saturación para una persona sana.

A continuación, se presenta el prototipo propuesto en este trabajo, sus partes y resultados obtenidos.

4 Prototipo

En esta sección se exponen los componentes usados y las razones por las que ha sido elegidos para formar el prototipo. Se trata del sensor MAX30100, la placa ESP8266, el servidor de ThingSpeak [14] y la Batería LiPoly. Con estos componentes, el funcionamiento general del prototipo, que se muestra en la Fig 7, es el siguiente:

1. Captación de la onda de pulso mediante el sensor MAX30100
2. Filtrado y procesamiento, con el ESP8266, de la onda para el cálculo de los parámetros buscados, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno en sangre.
3. Envío de los parámetros mediante comunicación WIFI al servidor de ThingSpeak.
4. Almacenamiento de datos y análisis del mismo en la plataforma ThingSpeak.
5. Envío de avisos a IFTTT y con esta generación de respuesta/alerta acorde al mensaje recibido.



Fig 7. Esquema general del conexionado del prototipo

4.1 Placa Micro

El microcontrolador será un ESP826 de Adafruit [15] ya que es un estándar en módulos con wifi incorporado. Además es barato y sencillo de programar, con un entorno de desarrollo fácil de conseguir y trabajar, ARDUINO IDE.

El ESP8266 es un chip Wifi de bajo coste que funciona mediante el protocolo TCP/IP. Incluye un microcontrolador (Tensilica Xtensa LX106) para manejar dicho protocolo y el software necesario para la conexión 802.11. Además, la mayoría de modelos dispone de entradas/salidas digitales de propósito general (GPIO), así como una entrada analógica (ADC de 10bit).

A continuación se incluyen las características del microcontrolador extraídas del mismo datasheet [16], adjunto en el Anexo B: Guia ESP8266:

- Medidas 2.0" x 0.9" x 0.28" (51mm x 23mm x 8mm) sin componentes soldados.
- Peso 9.7 g.
- ESP8266 @ 80MHz con 3.3V nivel lógico y alimentación.
- 4MB de FLASH (32MBit).
- Wifi 802.11 b/g/n.
- 3.3V regulador 500mA.
- CP2104 USB-Serial conversor 921600 bds máximo de subida.
- Botón Reset.
- Soporte de reinicio automático para entrar en el modo de cargador de arranque antes de cargar el firmware.
- 9 GPIO pins - pueden ser usados como I²C y SPI.
- 1 entrada analógica 1V máx.

- El cargador LiPoly incorporado de 100 mA con indicador de estado de carga LED, también puede cortar un rastro para deshabilitar el cargador.
- Pin # 0 LED rojo para uso general parpadeando. Pin # 2 LED azul para depuración de carga de arranque y parpadeo general.
- Pin de carga y de habilitación.
- 4 agujeros de montaje.

4.2 Placa Sensor

El componente del sensor se adquirió conjuntamente con su circuito de adaptación de señal ya incorporado en la placa por lo que a continuación se explica el sensor y se muestra en qué consiste el circuito de adaptación.

4.2.1 Sensor

El sensor es el MAX30100 de Maxim, una solución integrada para sensores de pulsioximetría y monitor de ritmo cardíaco. Combina dos LED, un fotodetector, ópticas optimizadas y procesamiento de señales analógicas de bajo ruido para detectar las señales de oximetría de pulso y de frecuencia cardíaca. El MAX30100 funciona con fuentes de alimentación de 1.8V y 3.3V y se puede apagar a través de un software con una corriente de espera despreciable, lo que permite que la fuente de alimentación permanezca conectada en todo momento.

Su funcionamiento se basa en la fotopleletismografía explicada anteriormente y que se puede visualizar en la Fig 8 [17]. Mediante dos leds (uno rojo y otro infrarrojo) y un fotodiodo, se puede captar la onda de pulso a partir de la cual se obtienen la saturación y la frecuencia cardíaca.

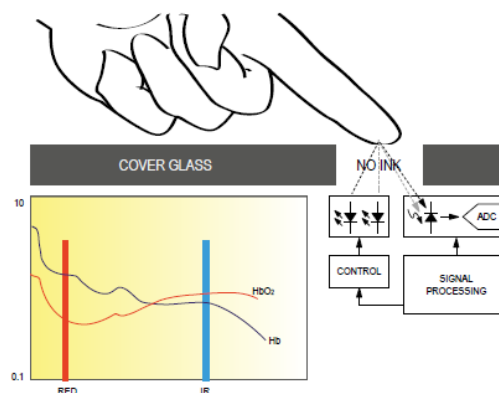


Fig 8. Esquema general del sensor

4.2.2 Circuito de adaptación de señal

El sensor se adquirió con el circuito de adaptación de señal ya incorporado en la placa. Su principal característica es que adapta los niveles de alimentación de la placa a niveles de 3.3v y 1.8v para la alimentación del sensor. La Fig 9 muestra el esquema general del circuito con detalle de cada componente incluido [18].

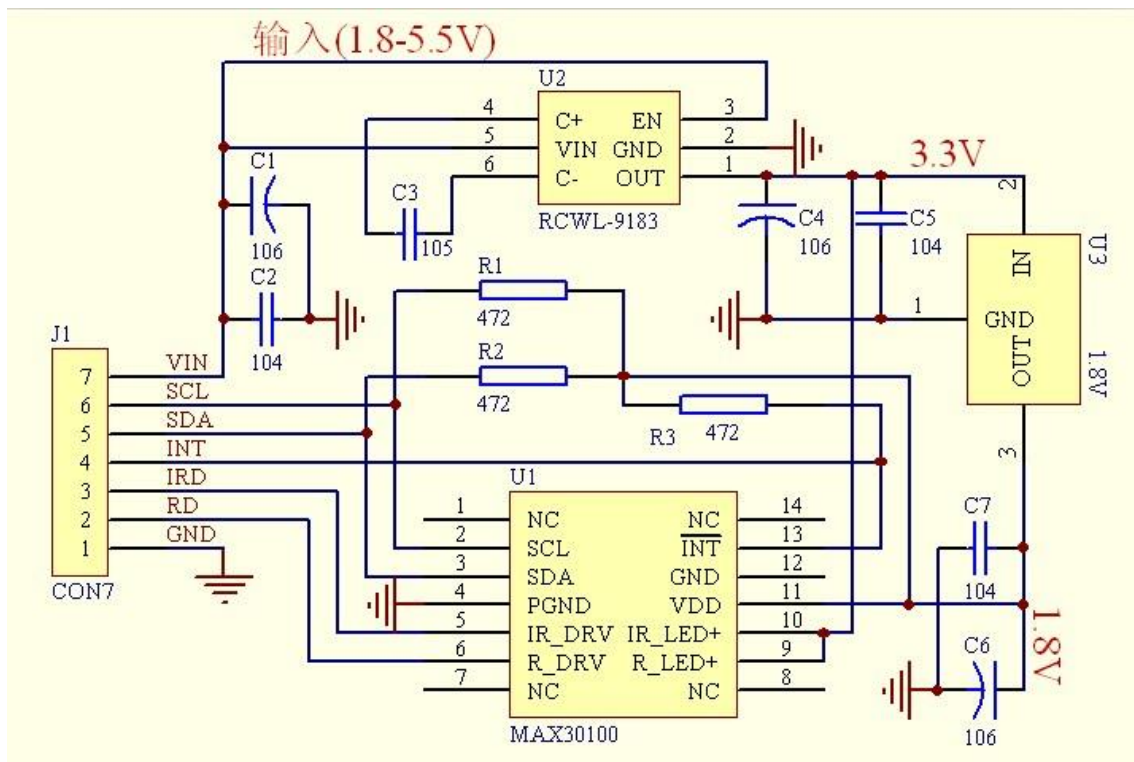


Fig 9. Diagrama de circuito de adaptación de señal del MAX30100

4.3 Programación

Para el desarrollo e implementación del código de programación se ha usado el conocido entorno de programación de ARDUINO Fig 10[19].

Para la programación del sensor hay que destacar las múltiples funciones que tiene el sensor MAX30100 y la poca información a bajo nivel del ESP8266. Estos dos factores han dificultado mucho el desarrollo del código, por lo que se recurrió a una librería libre [20] en internet, con fácil acceso para la configuración. De esta librería se pueden obtener fácilmente los valores de saturación y el pulso de la onda, ya que tenían integrados los cálculos en sus funciones.

Para estimar la frecuencia cardíaca se comparan las intensidades, si se ha cambiado la dirección (crece y antes decrecía o al contrario) y el tiempo transcurrido supera la tolerancia admisible, entonces se ha encontrado un pico de la curva de los que determinan el pulso.

Para el cálculo de la saturación, simplemente con una correcta calibración de la relación entre la luz roja e infrarroja, se hace intensidad luz roja entre la suma de las dos y se obtiene el tanto por uno de saturación de oxígeno en sangre.

Como descripción del código, se incluye en la Fig 11. Diagrama de flujo del funcionamiento del microcontrolador el diagrama de flujo. Se comienza con la carga y actualización de los parámetros obtenidos por el sensor. A continuación, se realiza la lectura del sensor. Si la lectura es válida se guarda, en caso contrario no se guarda. En ambos casos se vuelve a hacer la lectura hasta tener 10 lecturas guardadas. Una vez se tienen las 10 lecturas, se realiza la conexión con el servidor y se procede al envío de una en una de las dos últimas lecturas guardadas.

```

1 //recopila un numero de datos y despues los envia todos seguidos cada 30 segundos.
2 #include <ESP8266WiFi.h>
3 #include <CircularBuffer.h>
4 #include <MAX30100.h>
5 #include <MAX30100_BeatDetector.h>
6 #include <MAX30100_Filters.h>
7 #include <MAX30100_PulseOximeter.h>
8 #include <MAX30100_Registers.h>
9 #include <MAX30100_SpO2Calculator.h>
10
11 #include "ThingSpeak.h" // Include ThingSpeak Library
12
13 #define REPORTING_PERIOD_MS 1000//1000
14 #define Connection_PERIOD_MS 500
15
16 //Configuracion WIFI
17 const char* ssid = "MGSSE";
18 const char* password = "collinal2";
19
20 //Declaracio de clases
21 WiFiClient client;
22 PulseOximeter pox;
23
24 uint32_t_tLastReport = 0; //Captura del tiempo para capturar el valor de pulso y oximetria
25
26 //Funciones
27 void onBeatDetected();
28 void send(String ip, String port, String service, int dato);

```

Subido

El Sketch usa 270896 bytes (25%) del espacio de almacenamiento de programa. El máximo es 1044464 bytes.
Las variables Globales usan 29860 bytes (36%) de la memoria dinámica, dejando 52060 bytes para las variables locales. El máximo es 81920 bytes.
Uploading 275040 bytes from C:\Users\WARCOS-1\AppData\Local\Temp\arduino_build_834920/Sensor_Wifi.ino.bin to flash at 0x00000000

60 Adafruit Feather HUZZAH ESP8266, 80 MHz, Flash, 4M (QM SPIFFS), v2 Lower Memory, Disabled, None, Only Sketch, 115200 en COM4

Fig 10. ARDUINO IDE 1.8.5

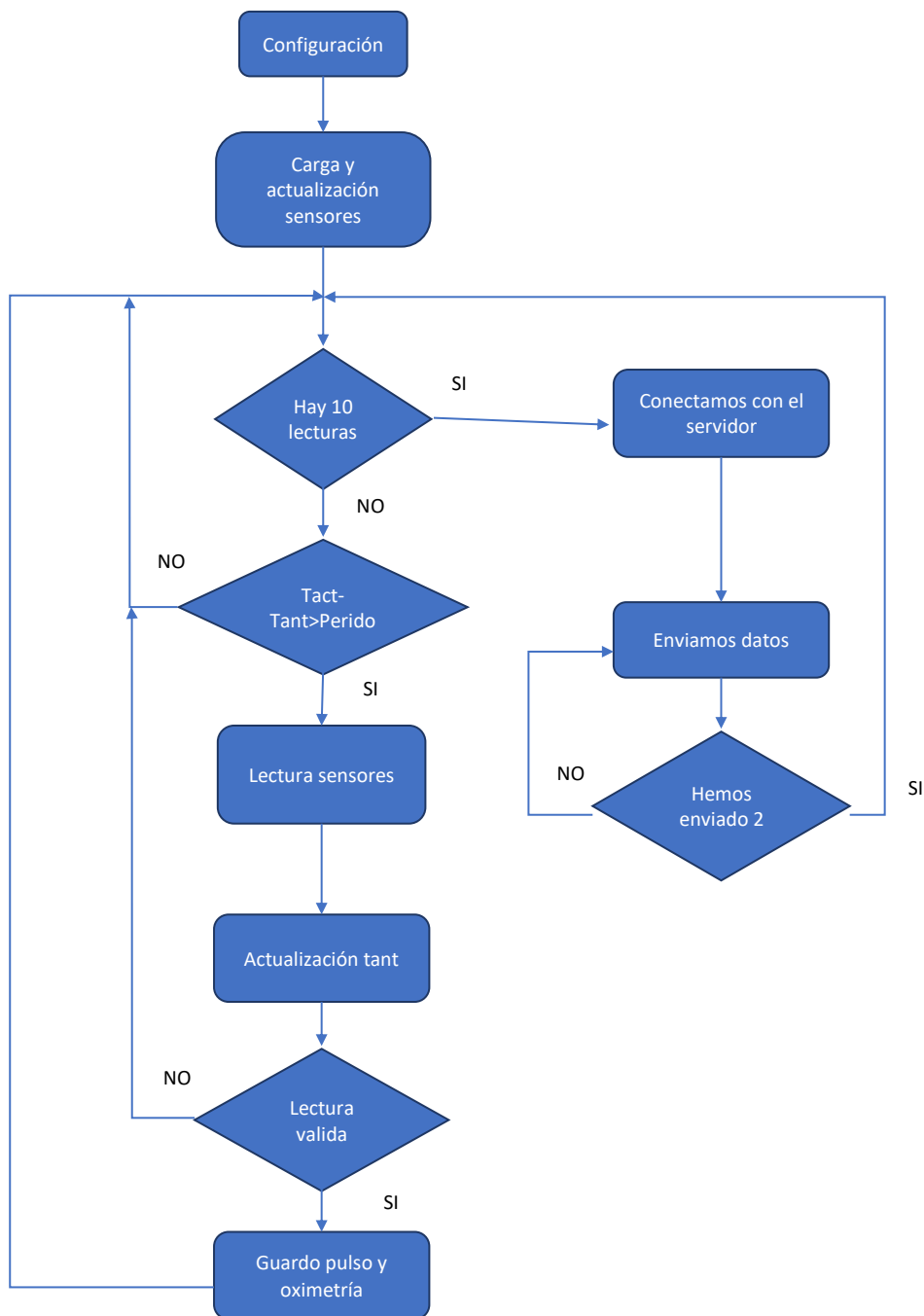


Fig 11. Diagrama de flujo del funcionamiento del microcontrolador

4.4 Alimentación

El consumo de energía de los procesadores ESP8266 es muy elevado el motivo fundamental es la energía necesaria para realizar las conexiones WiFi. Por ello hay que procurar realizar el menor número de envíos necesarios.

El fabricante del ESP8266 ofrece múltiples formas de alimentación [16]:

- Micro USB: 5 v estándar con regulador interno a 3,3 v.
- Conector JST: (con polaridad) 4,2/3,7 v. Si se conecta el micro USB al mismo tiempo, se carga la batería de este conector a 100mA; funcionamiento 'hotswap'.
- Pin BAT: mismo que el conector JST.

En la Fig 12 se muestran los pines de conexión para la alimentación del sistema [21].

Con respecto a la elección de la batería primero se optaron por los consumos habituales del ESP8266 mostrados en la Fig 13 [16] y posteriormente se obtuvieron los consumos reales del sistema completo, mostrados en la Tabla 3.

La recomendación del fabricante es el uso de baterías LiPoly de 3,7 v, que se usan para alimentar el sistema propuesto en este trabajo, debido a que no se requieren grandes cantidades de corriente y el sistema se hace cargo del suministro sobradamente.

Para obtener mayor exactitud y medir bien la corriente, se decidió realizar la medición directa del modelo, como muestra la Fig 14 para comprobar su consumo real mediante una pinza amperimétrica, con la que se miden los consumos totales del sistema.

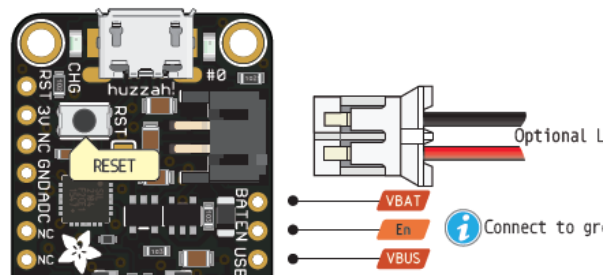


Fig 12. Esquema de pines de alimentación del ESP8266

2.3. Power Consumption

The following current consumption is based on 3.3V supply, and 25°C ambient, using internal regulators. Measurements are done at antenna port without SAW filter. All the transmitter's measurements are based on 90% duty cycle, continuous transmit mode.

Table 4 Description on Power Consumption

Parameters	Min	Typical	Max	Unit
Tx 802.11b, CCK 11Mbps, P OUT = +17dBm		170		mA
Tx 802.11g, OFDM 54Mbps, P OUT = +15dBm		140		mA
Tx 802.11n, MCS7, P OUT = +13dBm		120		mA
Rx 802.11b, 1024 bytes packet length, -80dBm		50		mA
Rx 802.11g, 1024 bytes packet length, -70dBm		56		mA
Rx 802.11n, 1024 bytes packet length, -65dBm		56		mA
Modem-Sleep ^①		15		mA
Light-Sleep ^②		0.9		mA
Deep-Sleep ^③		10		uA
Power Off		0.5		uA

Espressif Systems

13/31

June 1, 2015

Fig 13. Tabla de Consumos de alimentación del microcontrolador

Tramo temporal	Consumo (mA)
Durante el tiempo de medición:	118
Durante el tiempo de envío:	88
Durante el tiempo que espera a enviar:	33
Durante el tiempo de sleep:	15

Tabla 3. Consumos reales del prototipo



Fig 14. Prototipo inicial con pinza amperimétrica

Una vez se obtiene lo que consume el sistema en cada momento del código, es necesario conocer cuánto tiempo tarda en ejecutar cada una de las partes que componen el código. Para ello se introdujeron unas variables que permiten capturar el tiempo con la función millis() de Arduino. Por último, el monitor serie permite imprimir los resultados.

Tramo temporal	Tiempo (ms)
Durante el tiempo de medición:	10300
Durante el tiempo de envío:	5218
Durante el tiempo que espera a enviar:	1000
Durante el tiempo de sleep:	30000

Tabla 4. Tiempo de ejecución de las partes del código

Con esta información se estima que con una batería de 1500mAh, la seleccionada por cuestión de precio, el prototipo tiene una autonomía de 32,512 horas. No es mucho tiempo considerando la importancia del dispositivo para la salud, pero es una primera aproximación muy buena ya que la mejora es sencilla. Si aumentamos la capacidad con una batería de 9000mAh, por ejemplo, se el prototipo puede llegar a tener una autonomía mínima de una semana. Esa capacidad aún se puede conseguir con el mismo tamaño que la adquirida en el prototipo y simplemente aumentaría el precio.

4.5 Servidor y Alertas

Para el almacenamiento de los datos, análisis y gestión de las alertas se plantearon distintas opciones:

- Recopilación en el mismo dispositivo: Descartado ya que necesitaríamos un dispositivo con mucha memoria
- Programación de un servidor en una Raspberry: Por cuestiones de tiempo y la necesidad de adquirir una Raspberry, se decidió descartar esta opción. La creación de un servidor desde cero supondría mucho trabajo.
- Almacenamiento y gestión de alertas en una plataforma IOT. Esta fue la opción elegida y es la que vamos a desarrollar a continuación, definiendo los servidores y las plataformas utilizadas
-

4.5.1 Servidores

El módulo ESP8266 puede funcionar como una estación, por lo que podemos conectarlo a la red Wifi. Y también puede funcionar como un punto de acceso wireless (SoftAP), para establecer su propia red Wifi. Por lo tanto, se pueden conectar otras estaciones a dicho módulo ESP. En este

trabajo se usará el ESP como cliente, ya que el objetivo principal es que funcione como un transmisor de datos para que se controle la información en una base de datos. La Fig 15 esquematiza el método de comunicación usado por el prototipo en este proyecto [22].

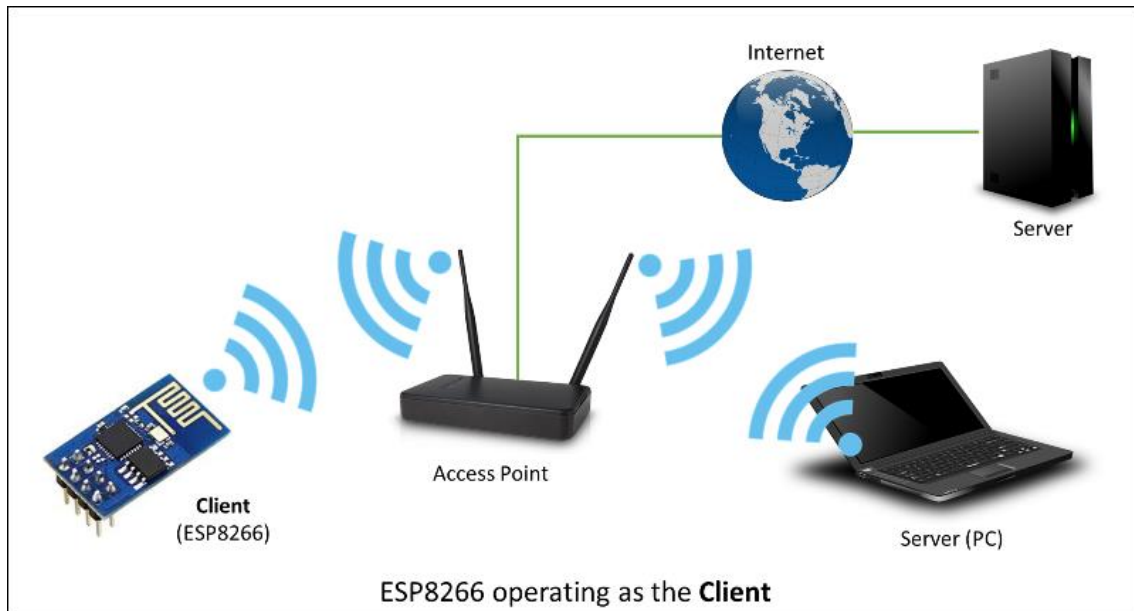


Fig 15. Esquema general de comunicación del prototipo

4.5.2 Plataforma IOT

Internet of Things (Internet de las cosas) es un concepto que se basa en la interconexión de cualquier producto con cualquier otro de su alrededor (desde un libro hasta el frigorífico de tu propia casa). El objetivo es hacer que todos estos dispositivos se comuniquen entre sí y, por consiguiente, sean más inteligentes e independientes.

A partir de esta idea, en este trabajo se utiliza la versión libre de una plataforma que ofrece este servicio en la nube. El servidor usado para la recopilación de datos es ThingSpeak. Se eligió este servidor debido a su gran cantidad de servicios y su sencillez de uso. Dispone además de aplicación móvil muy sencilla de usar y una versión gratuita más que suficiente para el prototipo.

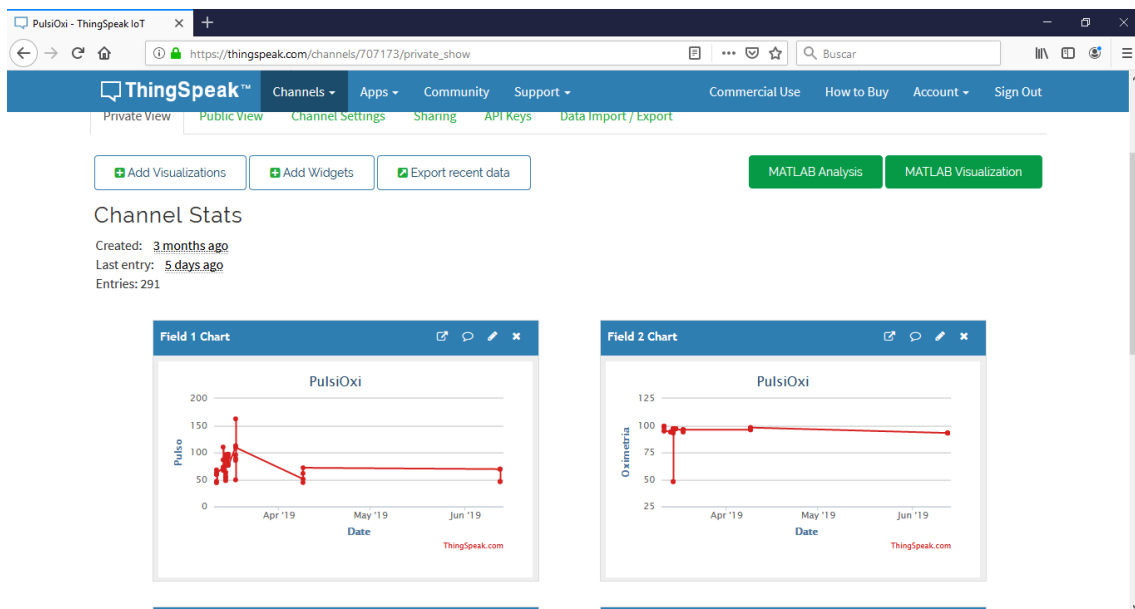


Fig 16. Pantalla de visualización de ThingSpeak

Esta versión gratuita cubre justo las necesidades de la muestra, pero tiene muchas limitaciones de servicio. Solo permite el envío de 3 millones de datos al año y un intervalo de envío mínimo de 15 segundos, lo que ralentiza mucho el funcionamiento.

Se estudiaron otras plataformas, como Blynk, pero obligaba a cambiar totalmente la perspectiva, ya que la operatividad se encuentra totalmente en el móvil a través de una APP.

4.5.3 IFTTT

Las siglas IFTT corresponden a “If This Then That”, que se traduce como “si esto entonces aquello”. Se trata de una estructura condicional que es habitualmente usada en programación y que permite ejecutar determinada acción (that) según una condición (this). La Fig 17 da una idea visual de lo que hace la plataforma IFTTT [23].

Esta estructura permite explotar el potencial de la expresión condicional, de manera simple, aplicada a redes sociales y varios servicios web, pudiendo configurar gran número de combinaciones entre ellos. Sólo es necesario indicar una condición (o trigger) para alguno de los sitios soportados y detallar qué acción “disparará” en cualquier otro.

En este caso las pruebas que se han realizado se basan en el envío de correos electrónicos. ThingSpeak lanza una sentencia http e IFTT ejecuta las ordenes configuradas para que se envíe un correo a la persona deseada, como se muestra en la Fig 18, con la información que haya enviado ThingSpeak. Además de esto, IFTT permite multitud de acciones, como la realización de llamadas o el envío de SMS.



Fig 17. Imagen descriptiva de IFTTT

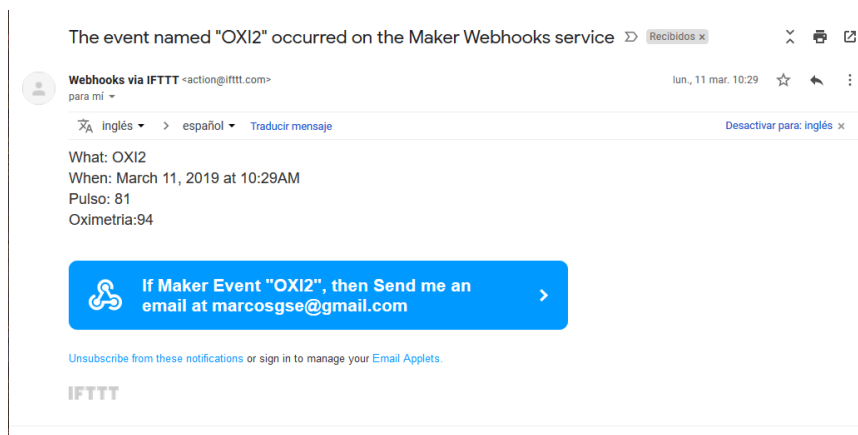


Fig 18. Correo ejemplo de alerta por correo electrónico

4.6 Modelos

Una vez visualizadas las distintas partes desarrolladas del proyecto, queda ver el prototipo final con algunos de los resultados obtenidos. A continuación, se explican desde las primeras pruebas hasta el modelo final del proyecto.

4.6.1 Primeras pruebas

En primer lugar, una vez seleccionados el micro y el sensor, se inició la programación del micro y la configuración del sensor, simplemente para la muestra por pantalla de los niveles de saturación y frecuencia cardiaca. En la Fig 19 se muestra la placa de pruebas con el ESP y el sensor conectados, este fue el primer sistema que se utilizó en este trabajo para realizar todas la pruebas.

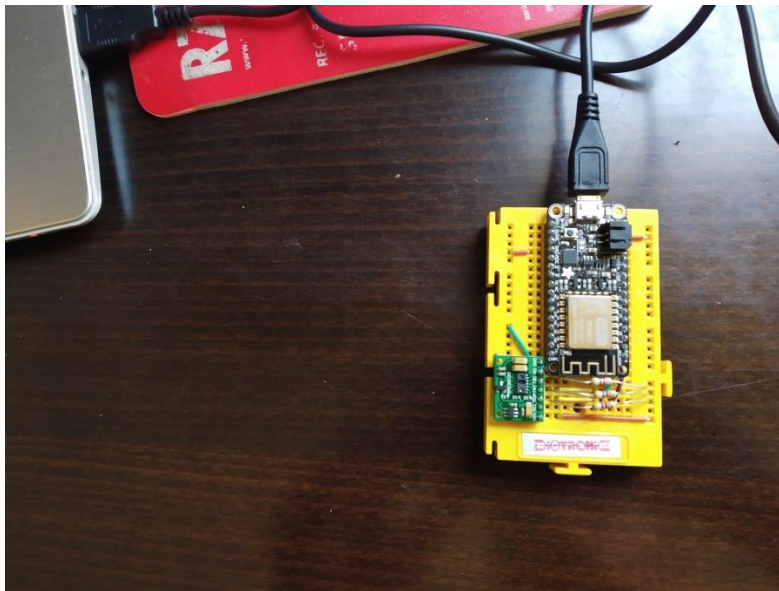


Fig 19. Prototipo Inicial enchufado a ordenador portátil

Posteriormente se continuó con la búsqueda de la mejor plataforma IOT. Debido a que es algo en expansión y novedoso, no se apreciaron grandes diferencias en las versiones de prueba de todas las plataformas. Una vez seleccionada la plataforma ThingSpeak, el siguiente paso consistió en su configuración para la recepción de datos y en la programación del micro para el enlace con ThingSpeak.

Cuando el primer prototipo funcionó, se continuó mejorando el aspecto del Hardware.

4.6.2 Prototipo final

EL modelo final es una férula de dedo, con el hierro extraído para tener movilidad, y con una placa con agujeros pres estañados, en lugar del circuito en protoboard. Las Fig 20 (cara BOTTON) y Fig 21 (cara TOP) muestran la placa agujereada con las pistas estañadas. La Fig 22 muestra el modelo completo con la batería conectada y el sensor ya introducido en la punta de la ferula.

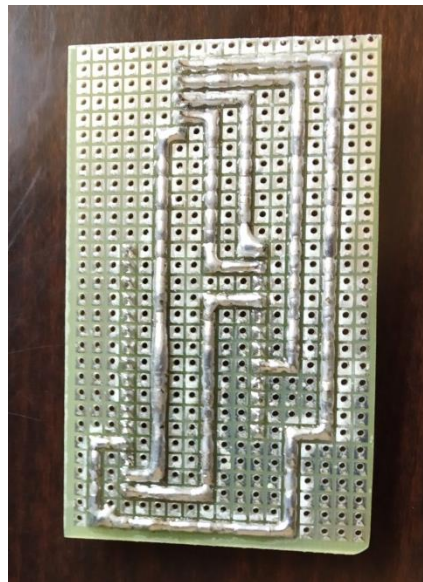


Fig 20. Parte trasera de placa agujereada

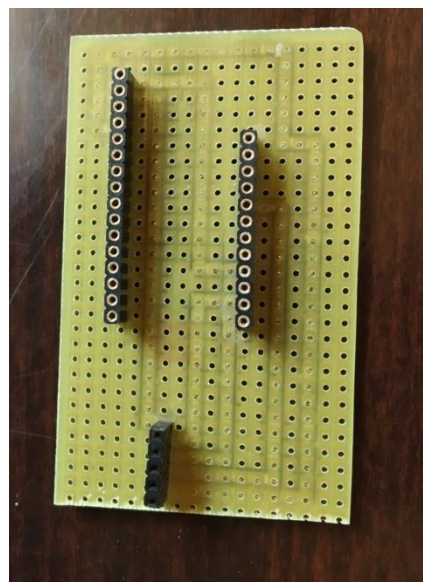


Fig 21. Parte delantera de placa agujereada



Fig 22. Férula de dedo con sensor en la punta y protobard con circuito del prototipo

4.7 Resultados

Para probar la eficacia del prototipo propuesto en este trabajo, se muestra una comparativa de los resultados obtenidos en ThingSpeak y lo que el pulsioxímetro comercial marca.

En la Fig 23 se muestra cómo se realizaron las comprobaciones de los resultados a nivel físico. El modelo final puesto en un dedo con un pulsioxímetro comercial colocado en otro. Estos resultados son reflejados en Tabla 5 (la saturación de oxígeno) y Tabla 6 (frecuencia cardiaca).

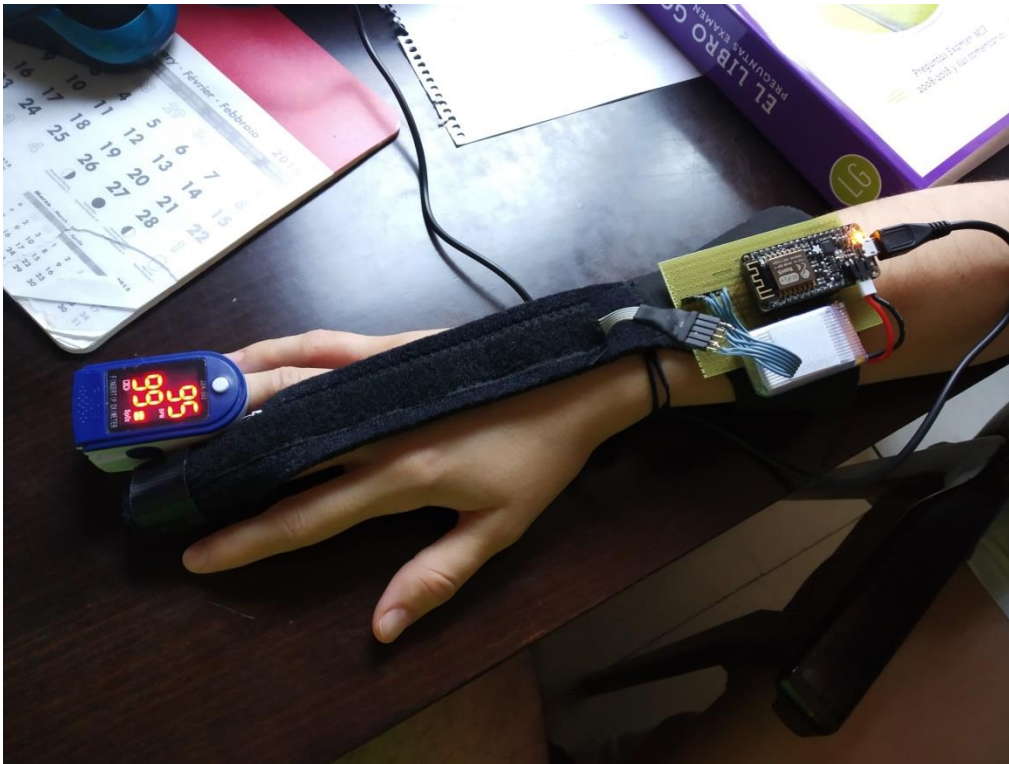


Fig 23. Pruebas para comprobar los resultados

Saturación	
Pulsi comercial	ThingSpeak
98	99
99	98
97	98
99	99

Tabla 5. Resultados de Saturación de oxígeno

Frecuencia cardiaca	
Pulsi comercial	ThingSpeak
94	91
69	68
55	53
70	71

Tabla 6. Resultados de Frecuencia cardiaca

En estos resultados reflejados en Tabla 5 y Tabla 6, se aprecia que los valores no son exactamente los mismos. En primer lugar, el flujo sanguíneo de un dedo a otro no es el mismo. Las mayores diferencias surgen de factores como la forma en la que se adapta el modelo al dedo que se

prueba. Dedos más grandes se adaptan mejor por lo que los resultados son más exactos, y por el contrario, dedos más pequeños no se ajustan tan bien, por lo que el modelo no es tan preciso.

Comentar que este dispositivo, al igual que todos los demás del mercado, requiere de la necesidad de que el paciente no se mueva mucho, al menos la parte en la que se localiza el sensor. Además de esto, no tendría un correcto funcionamiento en el caso de personas con alguna patología concreta, como las detalladas en la Tabla 7 [24].

Limitaciones del pulsioxímetro	
Anemia severa	Niveles de hemoglobina inferiores a 5 mg/dl pueden causar lecturas falsas
Interferencias	Interferencias con otros aparatos electrónicos.
Movimientos	Los movimientos del dispositivo a la fiabilidad.
Contrastes	Contrastes intravenosos.
Luz ambiental	Luz ambiental intensa.
Mala perfusión periférica	Debida a frío ambiental, hipotensión, vasoconstricción,
Obstáculos a la absorción de la luz	Lacas de uñas, pigmentación de la piel.
Dishemoglobinemias	La carboxihemoglobina (intoxicación por monóxido de carbono) y la metahemoglobina absorben longitudes de onda similares a la oxihemoglobina.

Tabla 7. Limitaciones del pulsioxímetro

5 Estudio Económico

El coste, en euros, del prototipo físico se detalla en la Tabla 8, teniendo en cuenta que los componentes se han comprado por separado, por lo que este precio por unidad aún se puede reducir comprando más cantidades de cada material.

Material	Coste(€)
Adafruit Feather HUZZAH con ESP8266	16,95
MAX30100	9,99
Batería LiPoly	7,35
Total	34.29

Tabla 8. Tabla de precios del material utilizado

La versión de ThingSpeak utilizada para el prototipo es libre, por lo que presenta sus limitaciones. En caso de aumentar el número de envíos o de dispositivos, o en caso de reducir el tiempo entre envíos, habría que adquirir alguna de las versiones de pago. La versión Home tiene un precio de unos 75€ /año, para pocos dispositivos. Para disponer de algo completo, sin recortes, la versión estándar cuesta unos 600€ /año. La versión estándar solo nos compensaría en caso de

comercializar el producto a muchos clientes con un servicio centralizado, y sin embargo la versión home serviría para muchos usos.

Por último, es necesario comentar que un pulsioxímetro sencillo que simplemente proporcione los valores de saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, como el que se ha utilizado para comparar los resultados del prototipo propuesto en este trabajo, tiene un coste de unos 15€.

6 Implementación en sistemas existentes

Este TFG tiene como objetivo mostrar la viabilidad de controlar los dos parámetros vitales más importantes para el ser humano. Por esto lo más idóneo sería implementar o desarrollarlo de una forma más concreta para alguna de las funciones de ayuda al paciente ya existentes.

6.1 Teleasistencia

La Teleasistencia es el servicio que permite prestar ayuda en casos de urgencia o proporcionar compañía telefónica. Este servicio no solo es usado para personas de edad avanzada, sino también para discapacitados físicos, personas psiquiátricas o personas con alguna enfermedad que les hace ser dependientes o requerir de la ayuda de alguien en momentos cotidianos de la vida. Estas necesidades se cubren colocando un aparato en los hogares de los usuarios con el que simplemente pulsando un botón realizan una llamada al centro de operaciones desde donde gestionan las necesidades que pudieran tener.

Este servicio ofrece además la opción de que los usuarios que viven solos reciban llamadas periódicas para comprobar su estado y también pueden disfrutar de otros servicios. Si un usuario llama, o se le ha llamado desde el centro de operaciones, y no responde, un técnico se presenta en su casa a comprobar su estado. Con la implementación del modelo propuesto en este TFG, ya sea mejorado con envío por radiofrecuencia o con wifi, se podría comprobar de forma rápida y sencilla el estado vital del usuario y reducir el tiempo de movilización de los recursos de emergencia para atenderles.

6.2 Control en aparatos de respiración autónoma en viviendas de particulares

Ciertas personas con patología respiratoria grave tienen que disponer de un aparato que les suministre oxígeno constantemente en su vida cotidiana. La propuesta de este trabajo sería una forma muy sencilla de comprobar que el aparato está funcionando correctamente y le está proporcionando el oxígeno necesario al paciente.

6.3 Monitorización de personas con patologías cardíacas en sus hogares

Aquí se propone realizar un seguimiento temporal de la vida diaria de aquellos pacientes que padecen una posible patología. De esa forma el médico podría comprobar el funcionamiento del corazón en el día a día. En estos mismos pacientes se les podría implantar este prototipo como medida de control, de forma que puedan vivir en su casa sin necesidad de estar monitorizados directamente a electros u otros utensilios más invasivos.

6.4 Estudios deportivos

Con este dispositivo se podría realizar, de forma muy sencilla, un almacenamiento masivo de datos en la nube. De momento se recopilan datos de dos parámetros únicamente, pero se podría añadir el prototipo a otros dispositivos que capten otros parámetros, como la frecuencia respiratoria, los pasos, la velocidad, etc.

7 Mejoras

En primer lugar, continuando con esta misma idea de comunicación wifi, se propone mejorar todos los componentes del prototipo: sensor, micro y servidor. Esto lo convertiría en un sistema mucho más fiable y seguro.

La mejor forma de mejorar el sistema es darle más comodidad al usuario. La utilización del prototipo en el dedo se ha dado por sencillez y coste, pero otros sensores de la misma familia se pueden colocar en la muñeca, pecho, oreja o frente (aunque esta última no da comodidad) haciendo que el modelo pueda ser llevado sin apenas notarlo.

Con la misma idea de cambiar el sensor y poder colocarlo en otra parte del cuerpo, si se utilizase en el pecho mediante una cinta se podrían incorporar galgas extensiométricas para realizar la medición de la frecuencia respiratoria. Este parámetro alertaría con mucha más antelación de un posible problema venidero.

Para que el producto pueda ser utilizado por cualquier usuario sin necesidad de tener conocimientos de Arduino, lo más esencial será hacer una pasarela entre el micro y un móvil, por ejemplo. Esta forma permitiría que el usuario con su móvil pudiera hacer la configuración de la red wifi de su hogar o del lugar donde vaya a estar viviendo.

8 Conclusiones

El objetivo de este TFG es el desarrollo de un wearable de salud de bajo coste que ofrezca seguridad a personas con problemas e incluso se la aporte a sus familiares. Este sistema tiene muchos avances posibles sin necesidad de encarecer el sistema mucho más. Es la base de un posible sistema de monitorización de personas en sus hogares, permitiendo su pronta atención.

Este proyecto ha supuesto una gran carga de investigación para el autor, por la cantidad de conceptos implicados en el desarrollo y que corresponden a otras áreas de conocimiento distintas de los circuitos. La localización y uso de los componentes ha sido un trabajo más asumible ya que existe mucha información en Internet sobre los mismos y son muy conocidos por el profesorado de la Universidad de Zaragoza.

Se han cumplido los objetivos generales marcados, creando el prototipo básico, y siempre con la convicción de que se puede profundizar mucho más en el desarrollo del modelo, como se ha indicado anteriormente.

Se ha podido comprobar la fiabilidad de los datos obtenidos por el prototipo con la simple comparativa con un pulsioxímetro del mercado, lo que corrobora su funcionalidad. Por otra parte, el modelo propuesto ofrece las nuevas funcionalidades de comunicación de datos frente a los pulsioxímetros del mercado, aunque conserva sus limitaciones. No se ha considerado adecuado realizar un manual de instrucciones para su utilización, ya que se trata de un primer prototipo.

9 Bibliografía

- [1] J. W. Severinghaus y Y. Honda, «History of blood gas analysis. VII. Pulse oximetry», *J. Clin. Monit.*, vol. 3, n.º 2, pp. 135-138, 1987.
- [2] L. Albor, «¿De qué morimos? El mapa con las principales causas de defunción en cada país», 2019. [En línea]. Disponible en: https://www.abc.es/sociedad/abci-morimos-mapa-principales-causas-defuncion-cada-pais-201807160159_noticia.html. [Accedido: 19-jun-2019].
- [3] NCI, «Definición de frecuencia cardíaca - Diccionario de cáncer - National Cancer Institute». [En línea]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario/def/frecuencia-cardiaca>. [Accedido: 20-jun-2019].
- [4] J. F. Lopez, «Frecuencia cardíaca, todo lo que necesitas saber | Mundo Entrenamiento». [En línea]. Disponible en: <https://mundoentrenamiento.com/frecuencia-cardiaca/>. [Accedido: 20-jun-2019].
- [5] M. MacGill, «Frecuencia cardíaca: ¿Qué es una frecuencia cardíaca normal?», *MedicalNewsToday*, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/291182.php>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [6] «Saturación de oxígeno - El portal de salud de España». [En línea]. Disponible en: <https://www.sanidad.es/saturacion-de-oxigeno/>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [7] «RCP básica en adulto - Prevención, protección y actuación ante emergencias». [En línea]. Disponible en: <https://www.aprendemergencias.es/salud-y-primeros-auxilios/rcp-basica-en-adulto/>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [8] «MedlinePlus - Información de Salud de la Biblioteca Nacional de Medicina». [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [9] «Electrocardiograma (ECG) y frecuencia cardíaca (HR) - Brainsigns». [En línea]. Disponible en: <https://www.brainsigns.com/es/science/s2/technologies/hr>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [10] N. Saquib, T. I. Papon, I. Ahmad, y A. Rahman, «Measurement of Heart Rate Using Photoplethysmography».
- [11] P. Fin y C. Ingenier, «Autor: Luis Manuel Moreno Moruno Tutor: Laura M. Roa Romero», 2015.
- [12] A. : Santiago y V. Alonso, «TRABAJO FINAL DE CARRERA TÍTULO: Sistema óptico autónomo para la medida de parámetros biomédicos TITULACIÓN: Ingeniería Técnica de Telecomunicaciones, especialidad Sistemas de Telecomunicación», 2010.
- [13] J. Alarc *et al.*, «Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre : desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa con otros sistemas existentes», 2015.
- [14] «IoT Analytics - ThingSpeak Internet of Things». [En línea]. Disponible en: <https://thingspeak.com/>. [Accedido: 20-jun-2019].
- [15] «Adafruit Industries, Unique & fun DIY electronics and kits». [En línea]. Disponible en: <https://www.adafruit.com/>. [Accedido: 20-jun-2019].

- [16] P. M. Utc, «Adafruit Feather HUZZAH ESP8266», 2016.
- [17] C. P. Oximeter y H. Sensor, «Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health Absolute Maximum Ratings Supply Current in Shutdown», pp. 1-29.
- [18] R. Pelayo, «How to Use the MAX30100 as Arduino Heart Rate Sensor | Microcontroller Tutorials». [En línea]. Disponible en: <https://www.teachmicro.com/max30100-arduino-heart-rate-sensor/>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [19] «Arduino - Home». [En línea]. Disponible en: <https://www.arduino.cc/>. [Accedido: 20-jun-2019].
- [20] C. Huffine, «GitHub - kontakt/MAX30100: A library for the Maxim MAX30100 pulse oximetry chip». [En línea]. Disponible en: <https://github.com/kontakt/MAX30100>. [Accedido: 21-jun-2019].
- [21] U. S. B. Jack, «Huzzah esp8266», n.º May, p. 8266, 2017.
- [22] I. Grokhotkov, «Librería ESP8266WiFi — documentación de ESP8266 Arduino Core - 2.4.0», 2017. [En línea]. Disponible en: <https://esp8266-arduino-spanish.readthedocs.io/es/latest/esp8266wifi/readme.html>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [23] S. Higginbotham, «What's going to happen with IFTTT? - Stacey on IoT | Internet of Things news and analysis». [En línea]. Disponible en: <https://staceyoniot.com/whats-going-to-happen-with-ifttt/>. [Accedido: 19-jun-2019].
- [24] Maria De Girodmedical, «¡Nuestros consejos para el uso del pulsioxímetro! | Magento Title !» [En línea]. Disponible en: https://www.girodmedical.es/blog_es/que-pulsioximetro-elegir/. [Accedido: 20-jun-2019].

10 Anexos

10.1 Anexo A: Código de Arduino

```
#include <ESP8266WiFi.h>

#include <CircularBuffer.h>

#include <MAX30100.h>

#include <MAX30100_BeatDetector.h>

#include <MAX30100_Filters.h>

#include <MAX30100_PulseOximeter.h>

#include <MAX30100_Registers.h>

#include <MAX30100_SpO2Calculator.h>

#include "ThingSpeak.h" // Include ThingSpeak Library

#define REPORTING_PERIOD_MS 1000//1000

#define Connection_PERIOD_MS 500

//Configuracion WIFI

const char* ssid = "MGSE";

const char* password = "colina12";

//Declaracio de clases

WiFiClient client;

PulseOximeter pox;

uint32_t tsLastReport = 0; //Captura del tiempo para capturar el valor de pulso y oximetria

//Funciones

void onBeatDetected();
```

```
void send(String ip, String port, String service, int dato);

void configWIFI();

// Configuración ThingSpeak

const int channelID = 707173; //Dirección del Canal

String writeAPIKey = "JFUDLSCFWF84Y3S2"; // write API key del Canal

const char* server = "api.thingspeak.com"; //Servidor

const int postingInterval = 15 * 1000; // Almacenamiento de datos cada 15 segundos, la versión gratuita pide que sea mínimo 15 // Interesante que sea configurable

const int httpPort = 80; //Dirección http

#define IP "184.106.153.149" // thingspeak.com , Código actual no usa

unsigned long myChannelNumber = 707173; // Thingspeak número de canal

const char * myWriteAPIKey = "JFUDLSCFWF84Y3S2"; // ThingSpeak write API Key

//Captación de datos

const int capacity = 8;

float pulse=0;

uint8_t ox =0;

float pulse_send[capacity];

uint8_t ox_send[capacity];

int i_send=0;

int tempout=0;

const uint32_t time_sleep = 30e6; //tiempo en micro segundos

unsigned long time_ini,time_ini_dato,time_ini_send,time_end_send,time_end,time_end_dato=0;

void setup() {

    Serial.begin(115200); // Puerto serie
```

```
configWiFi(); //importante que se quede aqui para no dormir el codigo cuando se arranca el  
oximetro
```

```
if (!pox.begin()) { //Inicializacion del sensor
```

```
    Serial.println("FAILED");
```

```
    for (;;);
```

```
} else {
```

```
    Serial.println("SUCCESS");
```

```
}
```

```
pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected); // Declaracion de la interrupcion
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    pox.resume(); //Segun la estrategia de funcionamiento que se tome si siempre dormimos el  
micro despues de ser usado, esta linea no es necesaria. al despertar empieza como un reset  
normal
```

```
    time_ini=millis();
```

```
    while(i_send<capacity){
```

```
        pox.update();
```

```
        if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {
```

```
            Serial.print("Heart rate:");
```

```
            pulse = pox.getHeartRate();
```

```
            Serial.print(pulse);
```

```
            Serial.print("bpm / SpO2:");
```

```
ox = pox.getSpO2();

Serial.println(ox);

if((pulse>0.0 and ox>0)and ox<100){ // un filtro de valores de oximetria mayores de 100 que
seran erroneos

    pulse_send[i_send]=pulse;

    ox_send[i_send]=ox;

    i_send++;

    tempout=0;

}else{

    tempout++;

}

tsLastReport = millis();

} else {

    pulse=0;

    ox=0;

}

if (tempout>50){

    Serial.println(millis());

    pox.shutdown();

    delay(500);

    ESP.deepSleep(time_sleep,WAKE_RF_DEFAULT);

}

}

time_end_dato=millis();
```



```
Serial.print("Captura total: ");

Serial.println(time_end_dato-time_ini);

if(i_send>capacity-1){
  pox.shutdown();

  time_ini_send=millis();

  for(int j = 6; j<capacity;j=j+1){ // solo envio los 5 ultimos valores capturados ya que tarda en
  calibrarse.

    Serial.println("numero de dato");

    Serial.println(j);

    send( pulse_send[j],ox_send[j]);

    delay(postingInterval);

  }

  i_send=0;

  time_end_send=millis();

  Serial.print("Envio total: ");

  Serial.println(time_end_send-time_ini_send);

}

time_end=millis();

Serial.print("Computo total: ");

Serial.println(time_end-time_ini);

ESP.deepSleep(time_sleep,WAKE_RF_DEFAULT);
```

```
}
```

```
void onBeatDetected(){
```

```
    Serial.println("Beat!");
```

```
}
```

```
void send(float pulse, uint8_t ox){
```

```
    String body1 = "field1=";
```

```
        body1 += (String)pulse;
```

```
    String body2 = "field2=";
```

```
        body2 += (String)ox;
```

```
    String envio = "&" + body1 + "&" + body2 + "\r\n\r\n";
```

```
while (!client.connect(server, httpPort)) {
```

```
    Serial.println("connection failed");
```

```
}
```

```
client.print("GET /update HTTP/1.1\n");
```

```
client.print("Host: api.thingspeak.com\n");
```

```
client.print("Connection: close\n");
```

```
client.print("X-THINGSPEAKAPIKEY: "+writeAPIKey+"\n");
```

```
client.print("Content-Type: application/x-www-form-urlencoded\n");
```

```
client.print("Content-Length: ");
```

```
client.print(envio.length());
```

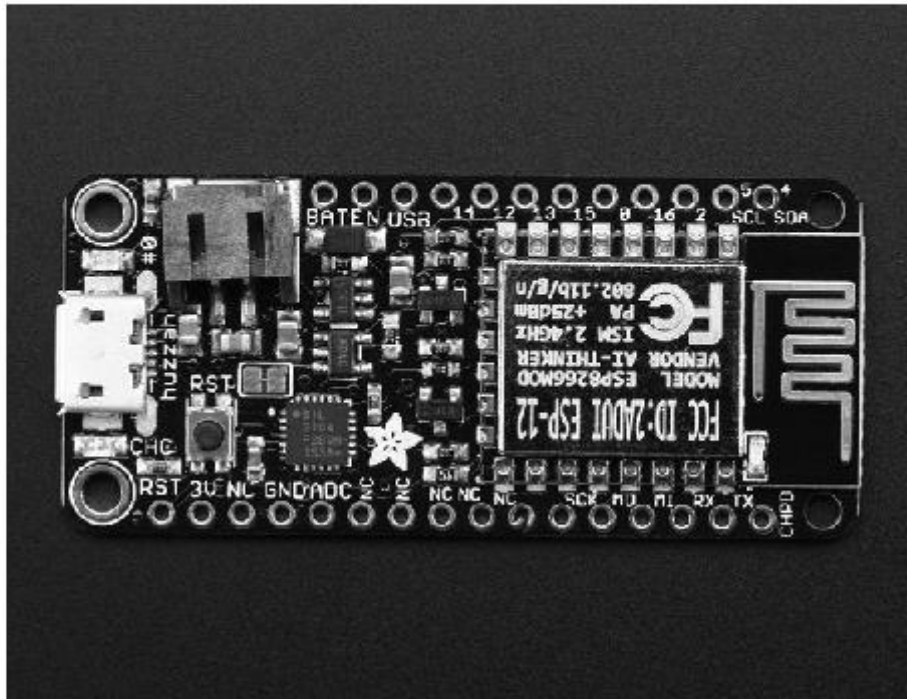
```
client.print("\n\n");
```

```
client.print(envio);
```

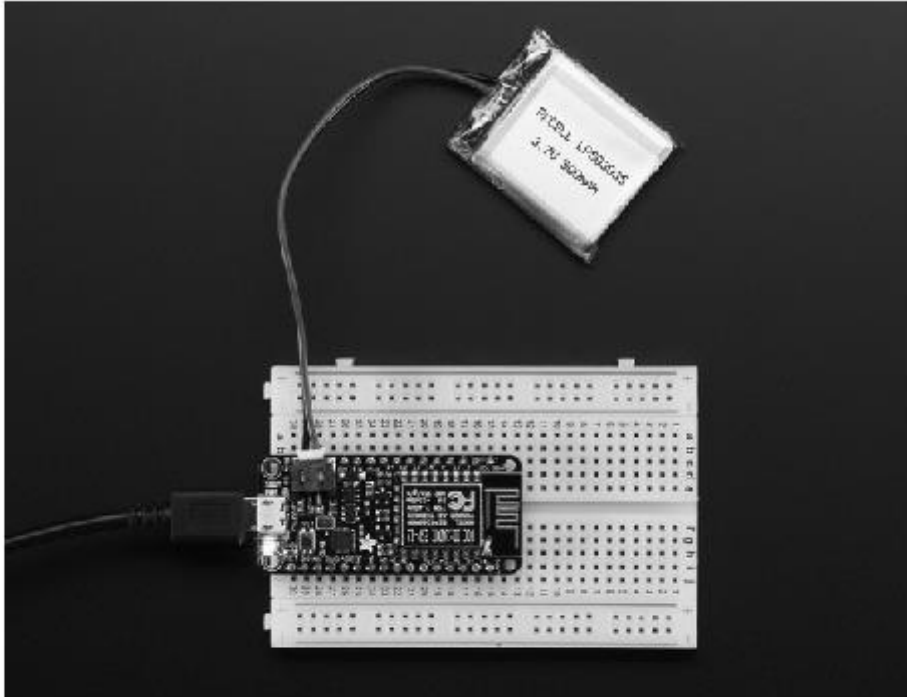
```
delay(1000);
```

```
if (client.connected()){  
    Serial.println("Datos enviados a ThingSpeak...");  
    Serial.println();  
}  
client.stop();  
Serial.println("closing connection");  
}  
void configWIFI(){  
    Serial.print("Connecting to ");  
    Serial.println(ssid);  
    WiFi.begin(ssid, password);  
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {  
        Serial.print(".");  
        delay(500);  
    }  
    Serial.println("");  
    Serial.println("WiFi connected");  
    Serial.println("IP address: ");  
    Serial.println(WiFi.localIP());  
}
```

10.2 Anexo B: Guia ESP8266



At the Feather HUZZAH's heart is an ESP8266 WiFi microcontroller clocked at 80 MHz and at 3.3V logic. This microcontroller contains a Tensilica chip core as well as a full WiFi stack. You can program the microcontroller using the Arduino IDE for an easy-to-run Internet of Things core. We wired up a USB-Serial chip that can upload code at a blistering 921600 baud for fast development time. It also has auto-reset so no noodling with pins and reset button pressings.



Here's some handy specs!

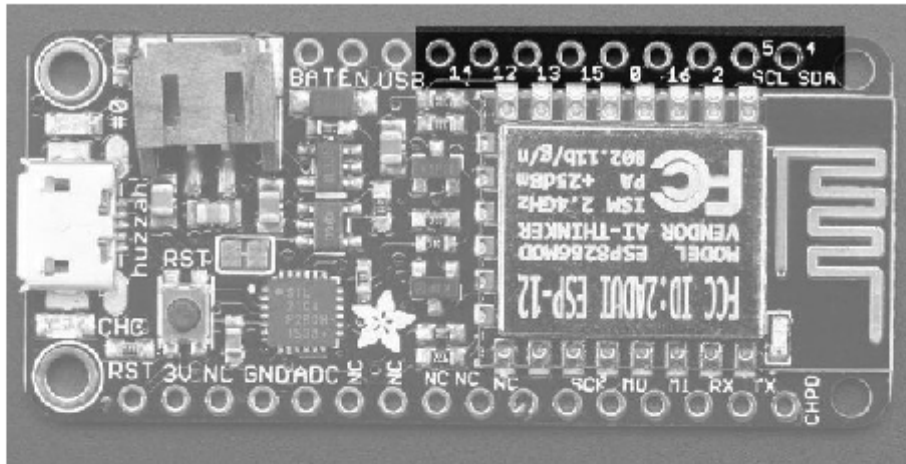
- Measures 2.0" x 0.9" x 0.28" (51mm x 23mm x 8mm) without headers soldered in
- Light as a (large?) feather - 6 grams
- ESP8266 @ 80MHz or 160 MHz with 3.3V logic/power
- 4MB of FLASH (32 MBiB)
- 3.3V regulator with 500mA peak current output
- CP2104 USB-Serial converter onboard with 921600 max baudrate for uploading
- Auto-reset support for getting into bootload mode before firmware upload
- 9 GPIO pins - can also be used as I2C and SPI
- 1 x analog Input 1.0V max
- Built in 100mA lipo charger with charging status indicator LED
- Pin #0 red LED for general purpose blinking. Pin #2 blue LED for bootloading debug & general purpose blinking
- Power/enable pin
- 4 mounting holes
- Reset button



Pinouts



Power Pins



This breakout has 9 GPIO: #0, #2, #4, #5, #12, #13, #14, #15, #16 arranged at the top edge of the Feather PCB

All GPIO are 3.3V logic level in and out, and are not 5V compatible. Read the [full spec sheet](http://adafru.it/111E) (<http://adafru.it/111E>) to learn more about the GPIO pin limits, but be aware the maximum current drawn per pin is 12mA.

These pins are general purpose and can be used for any sort of input or output. Most also have the ability to turn on an internal pullup. Many have special functionality:

GPIO #0, which does not have an internal pullup, and is also connected a red LED. This pin is used by the ESP8266 to determine when to boot into the bootloader. If the pin is held low during power-up it will start bootloading! That said, you can always use it as an output, and blink the red LED.

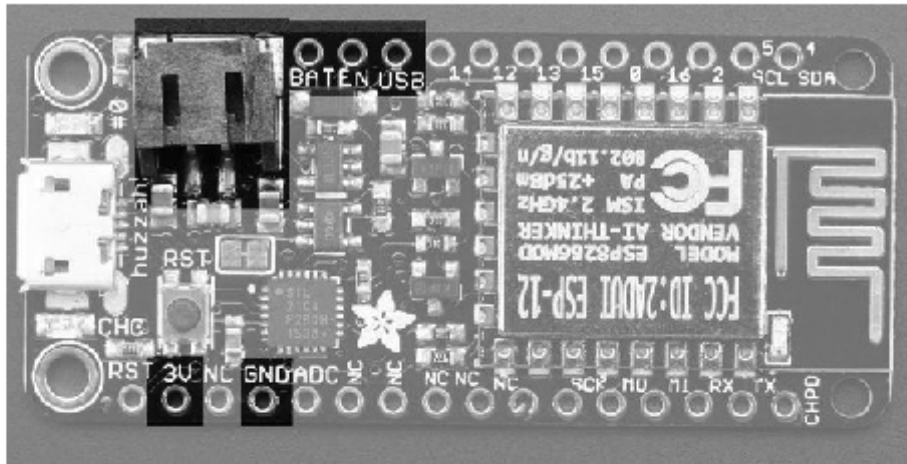
GPIO #2, is also used to detect boot-mode. It also is connected to the blue LED that is near the WiFi antenna. It has a pullup resistor connected to it, and you can use it as any output (like #0) and blink the blue LED.

GPIO #15, is also used to detect boot-mode. It has a pulldown resistor connected to it, make sure this pin isn't pulled high on startup. You can always just use it as an output

GPIO #16 can be used to wake up out of deep-sleep mode, you'll need to connect it to the RESET pin

Also note that GPIO #12/#13/#14 are the same as the SCK/MOSI/MISO 'SPI' pins!

Analog Pins



- **GND** - this is the common ground for all power and logic
- **BAT** - this is the positive voltage to/from the JST Jack for the optional Lipoly battery
- **USB** - this is the positive voltage to/from the micro USB Jack if connected
- **EN** - this is the 3.3V regulator's enable pin. It's pulled up, so connect to ground to disable the 3.3V regulator
- **3V** - this is the output from the 3.3V regulator, it can supply 500mA peak (try to keep your current draw under 250mA so you have plenty for the ESP8266's power requirements!)

Logic pins

This is the general purpose I/O pin set for the microcontroller. All logic is 3.3V

The ESP8266 runs on 3.3V power and logic, and unless otherwise specified, GPIO pins are not 5V safe! The analog pin is also 1.0V max!

Serial pins

RX and **TX** are the serial control and bootloading pins, and are how you will spend most of your time communicating with the ESP module

10.3 Anexo C: Datasheet MAX30100

EVALUATION KIT AVAILABLE

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health

General Description

The MAX30100 is an integrated pulse oximetry and heart-rate monitor sensor solution. It combines two LEDs, a photodetector, optimized optics, and low-noise analog signal processing to detect pulse oximetry and heart-rate signals.

The MAX30100 operates from 1.8V and 3.3V power supplies and can be powered down through software with negligible standby current, permitting the power supply to remain connected at all times.

Applications

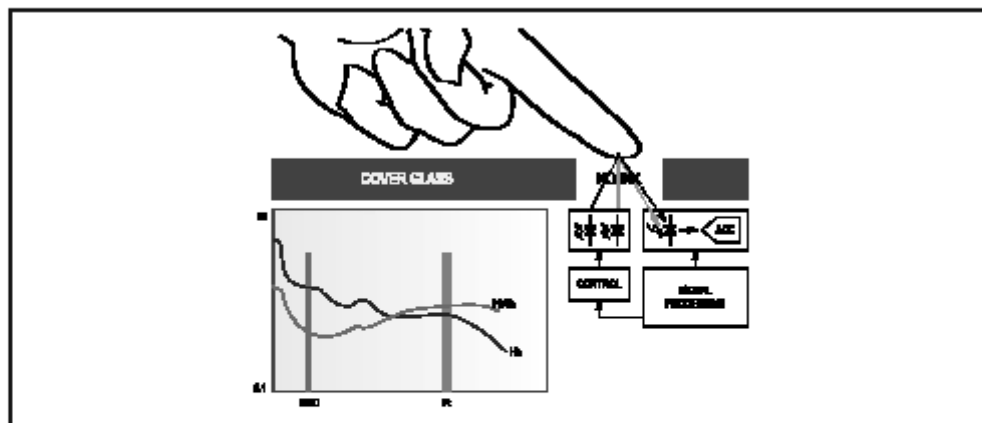
- Wearable Devices
- Fitness Assistant Devices
- Medical Monitoring Devices

Benefits and Features

- Complete Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor Solution Simplifies Design
 - Integrated LEDs, Photo Sensor, and High-Performance Analog Front-End
 - Tiny 3.6mm x 2.6mm x 1.2mm 14-Pin Optically Enhanced System-in-Package
- Ultra-Low-Power Operation Increases Battery Life for Wearable Devices
 - Programmable Sample Rate and LED Current for Power Savings
 - Ultra-Low Shutdown Current (0.7µA, typ)
- Advanced Functionality Improves Measurement Performance
 - High SNR Provides Robust Motion Artifact Rejection
 - Integrated Ambient Light Cancellation
 - High Sample Rate Capability
 - Fast Data Output Capability

Ordering information appears at end of data sheet.

System Block Diagram



18-7000; Rev 1; 0/14

 maxim integrated.

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health

Absolute Maximum Ratings

V _{DD} to GND	-0.5V to +2.2V	Continuous Power Dissipation (T _A = +70°C) QESIP (dissip 5.6mW/°C above +70°C)	464mW
GND to PGND	-0.5V to +0.5V		
x_DRV, x_LED+ to PGND	-0.5V to +0.5V	Operating Temperature Range	-40°C to +85°C
All Other Pins to GND	-0.5V to +0.5V	Soldering Temperature (reflow)	+230°C
Output Short-Circuit Current Duration	Continuous	Storage Temperature Range	-45°C to +109°C
Continuous Input Current Into Any Terminal	±20mA		

Package Thermal Characteristics (Note 1)

QESIP

Junction-to-Ambient Thermal Resistance (θ _{JA})	162°C/W
Junction-to-Case Thermal Resistance (θ _{JC})	170°C/W

Note 1: Package thermal resistances were obtained using the method described in JEDEC specification JESD61-7, using a four-layer board. For detailed information on package thermal considerations, refer to www.maximintegrated.com/thermal-articles.

Electrical Characteristics

V_{DD} = 1.6V, V_{IR_LED+} = V_{IR_LED+} = 3.3V, T_A = +25°C, min/max are from T_A = -40°C to +85°C, unless otherwise noted.) (Note 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
POWER SUPPLY						
Power-Supply Voltage	V _{DD}	Guaranteed by RED and IR count tolerance	1.7	1.6	2.0	V
LED Supply Voltage (R_LED+ or IR_LED+ to PGND)	V _{LED+}	Guaranteed by PEARR of LED Driver	3.1	3.3	5.0	V
Supply Current	I _{DD}	SpO ₂ and heart rate modes, PW = 200µs, 60µs	680	1200		µA
		Heart rate only mode, PW = 200µs, 50µs	680	1200		
Supply Current in Standdown	I _{SHDN}	T _A = +25°C, MODE = 0x00		0.7	10	µA
SENSOR CHARACTERISTICS						
ADC Resolution				14		bits
Red ADC Count (Note 3)	RED _C	Properly ATE setup RED_PA = 0x05, LED_PW = 0x00, SPO2_BR = 0x07, T _A = +25°C	23,000	26,000	28,000	Counts
IR ADC Count (Note 3)	IR _C	Properly ATE setup IR_PA = 0x05, LED_PW = 0x00, SPO2_BR = 0x07, T _A = +25°C	23,000	26,000	28,000	Counts
Dark Current Count	DC _C	RED_PA = IR_PA = 0x05, LED_PW = 0x03, SPO2_BR = 0x01		0	3	Counts
DC Ambient Light Rejection (Note 4)	ALR	Number of ADC counts with finger on sensor under direct sunlight (100K lux) LED_PW = 0x03, SPO2_BR = 0x01	RED LED		0	Counts
			IR LED		0	

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Electrical Characteristics (continued)

(V_{DD} = 1.8V, V_{IR_LED+} = V_{IR_LED-} = 3.3V, T_A = +25°C, min/max are from T_A = -40°C to +85°C, unless otherwise noted.) (Note 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
IR ADC Count—PERR (V _{DD})	PERR _{VDD}	Proprietary ATE INUM 1.7V < V _{DD} < 2.0V, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01, IR_PA = 0x06, IR_PA = 0x06, T _A = +25°C	0.58	2		%
		Frequency = DC to 100Hz, 100mV _{r,p}	10			LSB
REDIR ADC Count—PERR (V _{LED+})	PERR _{LED}	Proprietary ATE INUM 3.1V < V _{LED+} < 6V, LED_PW = 0x03, SPO2_SR = 0x01, IR_PA = 0x06, IR_PA = 0x06, T _A = +25°C	0.58	2		%
		Frequency = DC to 100Hz, 100mV _{r,p}	10			LSB
ADC Integration Time	INT	LED_PW = 0x03	280			µs
		LED_PW = 0x03	1600			µs
IR LED CHARACTERISTICS (Note 4)						
LED Peak Wavelength	λ _p	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	870	880	908	nm
Full Width at Half Max	Δλ	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	30			nm
Forward Voltage	V _F	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	1.4			V
Radiant Power	P _D	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	0.5			mW
RED LED CHARACTERISTICS (Note 4)						
LED Peak Wavelength	λ _p	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	660	680	678	nm
Full Width at Half Max	Δλ	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	20			nm
Forward Voltage	V _F	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	2.1			V
Radiant Power	P _D	I _{LED} = 20mA, T _A = +25°C	9.8			mW
TEMPERATURE SENSOR						
Temperature ADC Acquisition Time	T _T	T _A = +25°C	26			ms
Temperature Sensor Accuracy	T _A	T _A = +25°C	±1			°C
Temperature Sensor Minimum Range	T _{MIN}		-40			°C
Temperature Sensor Maximum Range	T _{MAX}		85			°C

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

Electrical Characteristics (continued)

$V_{DD} = 1.8V$, $V_{BI_LED+} = V_{BI_LED-} = 3.3V$, $T_A = +25^\circ C$, min/max are from $T_A = -40^\circ C$ to $+85^\circ C$, unless otherwise noted.) (Note 2)

PARAMETER	SYMBOL	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
DIGITAL CHARACTERISTICS (SDA, SCL, INT)						
Output Low Voltage SDA, INT	V_{OL}	$I_{OL} = 6mA$		0.4		V
PC Input Voltage Low	V_{IL_SD}	SDA, SCL		0.4		V
PC Input Voltage High	V_{IH_SD}	SDA, SCL	1.4			V
Input Hysteresis	V_{HYST}	SDA, SCL		280		mV
Input Capacitance	C_{IN}	SDA, SCL		10		pF
Input Leakage Current	I_{IN}	$V_{IN} = 0V, T_A = +25^\circ C$ (SDA, SCL, INT)		0.01	1	μA
		$V_{IN} = 5.5V, T_A = +25^\circ C$ (SDA, SCL, INT)		0.01	1	μA
PC TIMING CHARACTERISTICS (SDA, SCL, INT)						
PC Write Address				AE		Hex
PC Read Address				AF		Hex
Serial Clock Frequency	f_{SCL}		0	400		kHz
Bus Free Time Between STOP and START Conditions	t_{BUF}		1.3			μs
Hold Time (Repeated) START Condition	t_{HD_START}		2.6			μs
SCL Pulse-Width Low	t_{LOW}		1.3			μs
SCL Pulse-Width High	t_{HIGH}		2.6			μs
Setup Time for a Repeated START Condition	t_{SU_START}		2.6			μs
Data Hold Time	t_{HD_DAT}		0	900		ns
Data Setup Time	t_{SU_DAT}		100			ns
Setup Time for STOP Condition	t_{SU_STOP}		0.8			μs
Pulse Width of Suppressed Spike	t_{SP}		0	60		ns
Bus Capacitance	C_B			400		pF
SDA and SCL Receiving Rise Time	t_r		$20 + 0.1C_B$	300		ns
SDA and SCL Receiving Fall Time	t_f		$20 + 0.1C_B$	300		ns
SDA Transmitting Fall Time	t_{TF}		$30 + 0.1C_B$	300		ns

Note 2: All devices are 100% production tested at $T_A = +25^\circ C$. Specifications over temperature limits are guaranteed by Maxim Integrated's bench or proprietary automated test equipment (ATE) characterization.

Note 3: Specifications are guaranteed by Maxim Integrated's bench characterization and by 100% production test using proprietary ATE setup and conditions.

Note 4: For design guidance only. Not production tested.

MAX30100

Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC
for Wearable Health

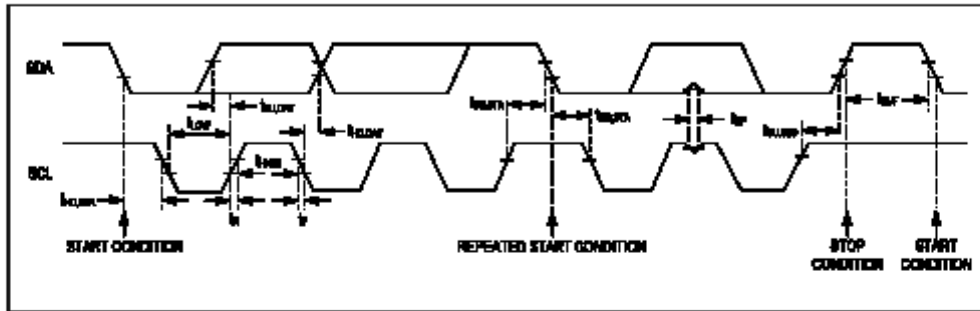


Figure 1. I²C-Compatible Interface Timing Diagram