



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN
DISPOSITIVO DE CAPTACIÓN DE
ACTIVIDAD METABÓLICA POR TÉCNICAS
DE PULSIOXIMETRÍA INFRARROJA DE
CAMPO CERCANO**

AUTORA: EMPAR PINEDO PUIG

TUTOR: JULIO GOMIS-TENA DOLZ

Curso Académico: 2019-20

AGRADECIMIENTOS

A mi tutor, Julio, por su apoyo y tiempo dedicado, y por todo lo aprendido durante el desarrollo del proyecto.

A mi familia, por el apoyo incondicional y animarme siempre.

RESUMEN

El presente proyecto tiene por objeto la medida en zonas del cuerpo humano de su actividad metabólica, la cual está relacionada con el consumo de glucosa y oxígeno, con la idea de determinar que partes se activan (en comparación con otras que no lo hacen con la misma intensidad) ante la respuesta a distintos estímulos. En concreto, se pretende comparar la diferencia de actividad de cada uno de los dos hemisferios cerebrales ante distintas tareas. Para dicho objetivo se pretende emplear técnicas de pulsioximetría diferencial de campo cercano para poder obtener los valores metabólicos a distintas profundidades del órgano. El proyecto consistirá en el diseño del sistema electrónico de captación y la adquisición de los datos obtenidos mediante un sistema basado en microcontrolador que enviará los valores a un ordenador de manera inalámbrica para su procesamiento posterior.

Palabras clave: NIRS, pulsioximetría, actividad cerebral, MAX30100, PIC24, inalámbrico.

RESUM

El present projecte té per objecte la mesura en zones del cos humà de la seua activitat metabòlica, la qual està relacionada amb el consum de glucosa i oxigen, amb la idea de determinar que parts s'activen (en comparació amb unes altres que no ho fan amb la mateixa intensitat) davant la resposta a diferents estímuls. En concret, es pretén comparar la diferència d'activitat de cadascun dels dos hemisferis cerebrals davant diferents tasques. Per a aquest objectiu es pretén emprar tècniques de pulsioximetria diferencial de camp pròxim per a poder obtindre els valors metabòlics a diferents profunditats de l'òrgan. El projecte consistirà en el disseny del sistema electrònic de captació i l'adquisició de les dades obtingudes mitjançant un sistema basat en microcontrolador que enviarà els valors a un ordinador sense fil per al seu processament posterior.

Paraules clau: NIRS, pulsioximetria, activitat cerebral, MAX30100, PIC24, sense fil.

ABSTRACT

The purpose of this project is to measure the metabolic activity in certain areas of the human body, which is related to the consumption of glucose and oxygen, with the idea of determining which parts are activated (compared to others that are not activated with the same intensity) in response to different stimuli. Specifically, the aim is to compare the difference in activity of each of the two cerebral hemispheres when facing different tasks. For this objective, it is intended to use near-field differential pulse oximetry techniques in order to obtain metabolic values at different depths of the organ. The project will consist of the design of the electronic capture system and the acquisition of the data obtained through a microcontroller-based system that will send the values to a computer wirelessly for further processing.

Keywords: NIRS, pulse oximetry, brain activity, MAX30100, PIC24, wireless.

ÍNDICE

Documentos contenidos en el TFG

- Memoria
- Presupuesto
- Pliego de condiciones
- Planos
- Anexos

Índice de la memoria

1. Objetivos.....	1
1.1. Objetivo general	1
1.2. Objetivos específicos	1
2. Introducción al problema.....	2
2.1. Motivación y justificación.....	2
2.2. Antecedentes.....	4
2.2.1.Hemoglobina	4
2.2.2. Oximetría de pulso. Ley de Lambert-Beer.....	4
2.2.3. NIRS, fNIRS, Oximetría cerebral.....	7
2.2.4. Breve repaso histórico y productos existentes.	10
2.2.5. Algunas aplicaciones.....	12
3. Elección de alternativas.	13
3.1. Presentación del sistema.....	13
3.2. Elección de alternativas.....	13
3.3. MAX30100	16
4. Diseño hardware	22
4.1 Estructura	22
4.2 Dispositivos emisor y receptor.	23
4.3 Control LEDs. MOSFETs.	24
4.4 Microcontrolador	25
4.5 Bluetooth.....	28

4.6 Placa de evaluación.....	29
4.7 Alimentación.....	31
5. Diseño Firmware	32
5.1 Interfaz de comunicación I ² C MAX30100 – PIC24.....	32
5.2 Control alimentación de los LEDs.....	36
5.3 Comunicación UART RN42-PIC24.....	37
5.4 Programa principal.....	37
5.5 Bluetooth.h.....	41
5.6 MAX30100.h.....	42
6. Pruebas y resultados.....	45
7. Conclusiones y líneas futuras de investigación	50
7. Referencias.....	52

Índice del Presupuesto

1. Presupuesto	1
1.1 Cuadro de precios nº1: Precio de la mano de obra.....	1
1.2 Cuadro de precios nº2: Precios de los materiales.....	1
1.3 Cuadro de precios nº3: Precios unitarios.....	3
1.4 Cuadro de precios nº4: Precios descompuestos.....	4
1.5 Presupuesto de inversión.....	6

Índice del Pliego de condiciones

1. Alcance.....	1
1.1. Unidades de obra.....	1
2. Condiciones generales	2
2.1. Normativa.....	2
3. Condiciones particulares.....	5
3.1. Lista de materiales.....	5
3.2. Lista de equipos.....	5
3.3. Especificaciones técnicas de los materiales.....	6

Índice de los planos

1.Circuito esquemático NIRS.....	1
2.Circuito impreso PCB	2
2.1. Circuito impreso PCB (Top).....	2
2.2. Circuito impreso PCB (Bottom).....	3
2.1. Plano de vías	4
2.2. Plano de serigrafía	5

Índice del Anexo

1. Firmware.....	1
1.1. Programa principal: NIRS-EvBoard.c	1
1.2. Bluetooth.h.....	2
1.3. MAX30100.h	3
2. Planos de conexiones.....	7
1.1. Esquema de conexiones eléctricas entre placas	8
1.2. Diagrama de bloques del sistema	9

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE CAPTACIÓN DE
ACTIVIDAD METABÓLICA POR TÉCNICAS DE PULSIOXIMETRÍA
INFRARROJA DE CAMPO CERCANO.**

Documento 1

MEMORIA

Empar Pinedo Puig

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Curso: 19/20

1. OBJETIVOS

1.1. Objetivo general

El principal objetivo del presente trabajo es diseñar y desarrollar un dispositivo de captación de actividad cerebral aplicando técnicas de pulsioximetría de infrarrojo cercano. Es decir, obtener datos que permitan observar variaciones en la saturación de oxígeno local de los que poder extraer resultados sobre cambios en el metabolismo, pudiendo comparar la actividad entre el hemisferio izquierdo y derecho. Además, se busca que sea de dimensiones reducidas y que envíe los datos recogidos de forma inalámbrica con el fin de que el dispositivo diseñado sea lo más cómodo posible para el usuario.

1.2. Objetivos específicos

1. Analizar y entender el funcionamiento de la técnica NIRS (Near Infrared Spectroscopy) en la está basada el diseño del proyecto, investigando en las técnicas disponibles y los estudios realizados.
2. Seleccionar los componentes adecuados para el dispositivos. Para ello se ha de comparar y decidir entre dos alternativas. Bien, utilizar un sensor diseñado para aplicaciones de pulsioximetría y adaptarlo al diseño del proyecto. O bien, buscar los componentes electrónicos discretos, que permitan diseñar un emisor y un receptor de la señal.
3. Una vez tomada la decisión, diseñar el circuito eléctrico del dispositivo teniendo en cuenta que para la integración del microcontrolador y el módulo de transmisión inalámbrica se hará uso de una placa de evaluación.
4. Diseñar la PCB del dispositivo.
5. Programar el firmware, es decir, el programa del microcontrolador que permitirá ejecutar las funciones del dispositivo y controlar el sistema.
6. Montar el producto final, comprobar su funcionamiento y analizar su viabilidad.

2. INTRODUCCIÓN AL PROBLEMA.

2.1. Motivación y justificación

“El estudio del cerebro y su entendimiento se presenta como el gran reto del siglo XXI. El impacto que la resolución de las complejas tareas cerebrales ha de tener en el futuro de la sociedad es incuestionable. Quizá por eso la explicación de cómo se genera la conducta humana y sus desarreglos son temas que han apasionado a la humanidad durante siglos, pero es ahora cuando la comunidad científica está en condiciones de empezar a dar respuesta con datos y mecanismos a estos desafíos.” (Lerma, 2015, pág. 4)

Como afirma Lerma desde que nació la neurociencia moderna a principios del siglo XX de la mano de Ramón y Cajal, ésta se ha convertido en un campo en constante desarrollo y que suscita un gran interés. Así, el entendimiento del cerebro ha devenido en una de las claves para el conocimiento del funcionamiento del cuerpo humano. Su estudio se centró, durante el siglo pasado, en la estructura del sistema nervioso y el funcionamiento cerebral. Sin embargo, con la ayuda de otras ciencias, el siglo XXI se ha centrado en gran medida en la tecnología de imagen cerebral. (Lerma, 2015, pág. 4)

En este sentido, en los últimos años la tecnología NIRS (Near Infrared Spectroscopy) está convirtiéndose en una técnica cada vez más utilizada como instrumento de imagen para el mapeo de la actividad cerebral. Resulta una alternativa o medida adicional a otras técnicas ampliamente implantadas como la Resonancia Magnética (MRI), la Tomografía por Emisión de Positrones (PET), o la Electroencefalografía (EEG).



FIGURA 1 Escáner para realizar Tomografías por Emisión de Positrones¹

¹ Figura 1: Positron Emission Tomography Facility | The Iowa Institute for Biomedical Imaging. (s. f.). Recuperado 10 de junio de 2020, de [<https://www.iibi.uiowa.edu/pet-center>]

Además, aunque la tecnología NIRS se trata de una técnica todavía con gran margen de mejora y su sensibilidad es menor a la del resto de técnicas ya comentadas, presenta también grandes ventajas frente a esta. Se trata de una técnica no invasiva, que ofrece imágenes continuas de la actividad cerebral, con un bajo coste y muy compacta. Además, al estar eléctricamente aislado, no limita el número de escáneres que pueden realizarse a un individuo, pues su utilización no supone ningún riesgo para este.

Es importante destacar que su reducido volumen y coste hace de la tecnología NIRS una técnica muy útil en determinadas aplicaciones. Por ejemplo, puede ser utilizada para la detección temprana de hematomas intracraneales en pacientes en situaciones fuera de un hospital. Otro ejemplo de ello es la utilización de estos dispositivos en el monitoreo de pacientes durante una cirugía cardíaca y en el postoperatorio de manera que ayuda a la detección de una posible disminución en la saturación de oxígeno, previniendo la hipoxia. (López-Herranz, 2003) Es muy útil también en aplicaciones pediátricas, debido a que el espesor del cráneo y cuero cabelludo en los niños es menor, lo que supone menos ruido en la señal. Además, la tecnología NIRS puede ser integrada en dispositivos portátiles o los wearables, en auge en los últimos años, de manera que ofrece la posibilidad de realizar estudios sobre actividad cerebral en situaciones más realistas.

Es precisamente en este ámbito, el diseño de un dispositivo para monitorizar la actividad cerebral, en el que pretende centrarse el presente proyecto. La actividad metabólica del cerebro está relacionada con el consumo de oxígeno, de manera que, un aumento de la actividad en una determinada zona del cerebro conlleva un aumento de la saturación de oxígeno local. Medir este parámetro a través de la tecnología NIRS permite realizar estudios sobre cómo reacciona el cerebro ante la recepción de diferentes estímulos, que pueden aplicarse a diferentes campos como se verá más adelante.

Por otro lado, en cuanto la justificación académica, el presente proyecto se enmarca en el ámbito académico como Trabajo Final de Grado, último requisito para obtener la titulación de Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales. En él se pretende aplicar las competencias y conocimientos adquiridos durante los 4 años del grado. En este caso, por el tema tratado y el departamento al que corresponde, se ha profundizado en mayor medida en asignaturas como: Sistemas Electrónicos, Tecnología Electrónica Industrial, Tecnología Informática Industrial y Proyectos. Además, el trabajo ha servido para profundizar en estas materias y adquirir nuevos conocimientos en el campo de la electrónica, como son: la programación de microcontroladores en C, el diseño de PCBs o la instrumentación electrónica.

2.2. Antecedentes

2.2.1. Hemoglobina

Los seres humanos, como organismos aerobios, necesitan oxígeno para el desarrollo de la vida, pues se trata de un elemento fundamental en la actividad de nuestras células y, por tanto, nuestro organismo en general. El oxígeno es captado en los pulmones durante la respiración y luego el sistema circulatorio es el encargado de transportarlo a todas las células de nuestro cuerpo a través de la sangre, y en concreto la hemoglobina (Hb). Se trata de una proteína contenida en los glóbulos rojos capaz de cargar con hasta 4 moléculas de O_2 . A su vez, la utilización del O_2 produce en las células del organismo CO_2 , que debe ser transportado de nuevo por la hemoglobina hacia los pulmones para su expulsión. (Vera, 2010)

La sangre que transporta el O_2 (de color rojo más intenso) circula por las arterias, mientras que el transporte de CO_2 se realiza por las venas (de un color más azulado). Esta diferencia de color se debe a que la hemoglobina se trata de un pigmento respiratorio, un tipo de proteína que tiene la propiedad de combinarse con moléculas de oxígeno (Pérez, 2017), y por ello absorbe la luz de manera diferencial a distintas longitudes de onda dependiendo de la cantidad de oxígeno que transporta. Esta condición es la que permitirá la utilización de la tecnología NIRS para medir la saturación de oxígeno como se verá más adelante.

Por otro lado, debe diferenciarse también la forma de referirse a la hemoglobina. Por un lado, la desoxihemoglobina o hemoglobina desoxigenada (HbR) es la que se presenta sin ninguna molécula de oxígeno, mientras que (HbO) se trata de la oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada.

2.2.2. Oximetría de pulso. Ley de Lambert-Beer

La oximetría de pulso se trata de una técnica de monitoreo médico para controlar el nivel de oxigenación arterial de un paciente. De hecho, dada su importancia, en los últimos años el pulso oximétrico se incluye como parte de los signos vitales en la evaluación de un paciente, junto con el ritmo cardiaco, la presión arterial, la temperatura y la frecuencia respiratoria. (González, Arenas, & González, 2010)

La medida de la oximetría está basada en la técnica de análisis espectrofotométrico a partir de la medición de la cantidad de luz transmitida y absorbida por la hemoglobina, y tiene como base la Ley de Lambert-Beer.

Cuando un haz de luz monocromático, de una determinada longitud de onda, incide sobre una sustancia, esta absorbe una cantidad de luz de manera que la transmitida a través de esta es de una intensidad menor que la intensidad incidente. (López-Herranz, 2003)

Se define la transmitancia como la relación entre la intensidad del haz incidente (I_0) y la intensidad (I) del haz después de atravesar una determinada sustancia:

$$T = \frac{I}{I_0} \quad (1)$$

Se define la absorbancia como el logaritmo del cociente entre la intensidad incidente y la intensidad después de atravesar el cuerpo, es decir:

$$A = \log \frac{I_0}{I} = -\log T \quad (2)$$

La Ley de Lambert-Beer dice que: “La absorbancia de una radiación monocromática es directamente proporcional al espesor de la radiación a través de la solución y a la concentración de la especie absorbente que se encuentra en solución [...]”. (López-Herranz, 2003)

Así queda la ecuación (3) como sigue:

$$A = \varepsilon(\lambda)bc \quad (3)$$

Donde:

- A = Absorbancia
- ε = Coeficiente de extinción molar del medio (1/mol·cm), que es específica de la sustancia y depende de la longitud de onda del haz
- b = Longitud de la trayectoria (cm)
- c = Concentración molar del compuesto (M)

Expresándolo en función de la intensidad del haz incidente y atenuado, se obtiene la ecuación (4).

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (4)$$

Donde:

- I : Intensidad de la luz tras el proceso de atenuación (cd)
- I_0 : Intensidad de la luz emitida inicialmente (cd)

Además, la Ley de Lambert-Beer es extensible a medios en los que hay distintas sustancias absorbentes, aplicándose como la superposición de diferentes procesos de atenuación y resultando la ecuación 5:

$$A = \sum_{i=1}^n \epsilon_i(\lambda) c_i d_i \quad (5)$$

La forma en que se aplica esta ley en la oximetría es la siguiente: se emiten dos haces de luz con diferente longitud de onda a través del tejido, generalmente el dedo o el lóbulo de la oreja, midiendo después la intensidad de luz transmitida al otro lado del tejido. Las longitudes de onda deben elegirse de manera que una de ellas esté por encima del punto isobéptico² (800nm), donde se produce una mayor absorción por parte de la desoxihemoglobina (HbR), y otro por encima de este mismo punto, donde la mayor absorción se produce por parte de la oxihemoglobina (HbO).

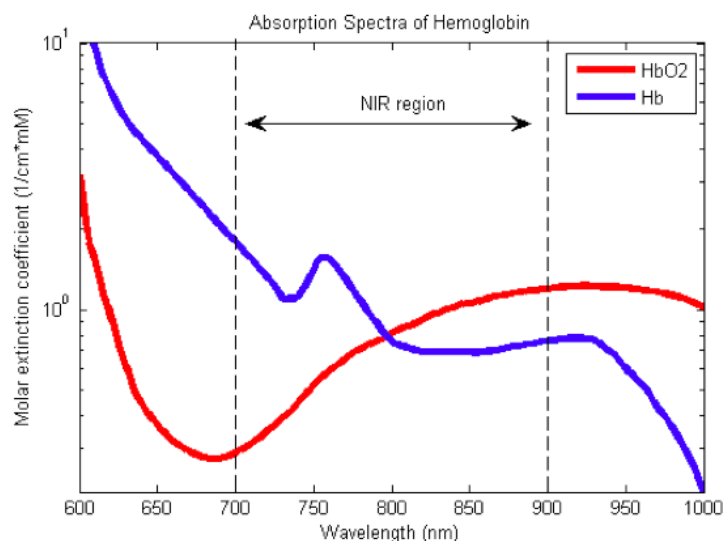


FIGURA 2 Espectro de absorción de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina³

² En espectrofotometría, se denomina punto isobéptico a aquel en el cual, a una determinada longitud de onda, no se produce ninguna variación en el coeficiente de absorción molar (ϵ) de una muestra, aunque esta experimente una reacción química o cambio físico. (TRIPLINLACE, 2020)

³ Figura 2: Pulse Oximetry Basic Principles and Interpretation | Iowa Head and Neck Protocols. (s. f.). Recuperado 11 de junio de 2020, de [<https://medicine.uiowa.edu/iowaprotocols/pulse-oximetry-basic-principles-and-interpretation>]

Este hecho, se puede observar en la figura 2, que muestra esa diferencia en el coeficiente de absorción antes y después del punto isobéptico del espectro fotométrico de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina.

Entonces, se puede calcular la saturación de oxígeno, que relaciona la concentración de HbO con la de HbR a partir de la ecuación 6.

$$SaO_2(\%) = \frac{HbO}{HbO + HbR} \cdot 100 \quad (6)$$

La saturación de oxígeno en adultos sin patologías pulmonares debe ser superior al 95% para ser considerada un valor normal. En niños, en cambio, el valor normal está por encima del 96%. (López-Herranz, 2003)

2.2.3. NIRS, fNIRS, Oximetría cerebral

NIRS (Near-Infrared Spectroscopy), se trata de una tecnología no invasiva que utiliza la luz cercana al infrarrojo como método de difusión óptica para el monitoreo de la saturación de oxígeno local, pudiendo aportar información fisiológica acerca del cerebro. Debe mencionarse que, aunque en el presente documento solo se hará uso de este término, en el caso de la utilización de esta técnica para la imagen neurofuncional, en la bibliografía suele denominarse fNIRS (functional Near Infrared Spectroscopy).

El tejido corporal es en gran medida agua, que es prácticamente transparente para longitudes de onda de entre 600nm y 900nm, por eso, el haz de luz emitido es capaz de penetrar en gran profundidad en este espectro. Además, como se ha explicado antes, los cromóforos⁴ de los tejidos tienen diferente absorción, siendo el mayoritario la hemoglobina. Como muestra la figura 3, y como ya se ha visto en apartados anteriores, para una longitud de onda de menos de 800 nm (luz roja) la desoxihemoglobina presenta mayor absorción de luz, mientras que para longitudes de onda mayores sucede lo contrario. De manera que, comparando la absorción producida por ambas señales, es posible calcular la concentración de HbO y HbR, obteniendo de este modo un balance entre el aporte y consumo de oxígeno.

⁴ Un cromóforo es la parte o conjunto de átomos de una molécula responsable de su color.

Cromóforo. (s. f.). Recuperado 20 de junio de 2020, de

[<https://www.quimica.es/enciclopedia/Crom%C3%B3foro.html>]

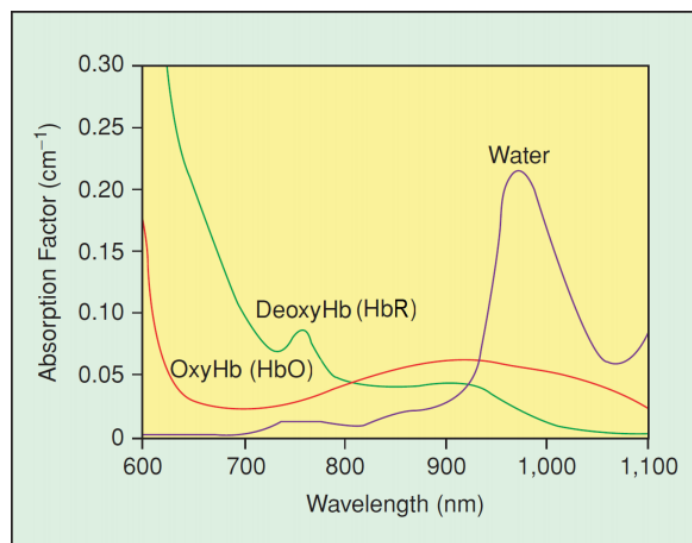


FIGURA 3 Coeficientes de absorción de radiación de HbO, HbR y agua en función de la longitud de onda.⁵

Así, se emiten dos haces de luz, rojo e infrarrojo, en una determinada posición de la cabeza de manera que estos penetren en el cráneo. Tras un proceso de atenuación por dispersión y absorción, una fracción del haz se propaga por el contenido craneal en una curva en forma de banana, como se muestra en la figura 4, de vuelta a la superficie. Este haz es el captado por un fotodetector, alejado unos centímetros del emisor.

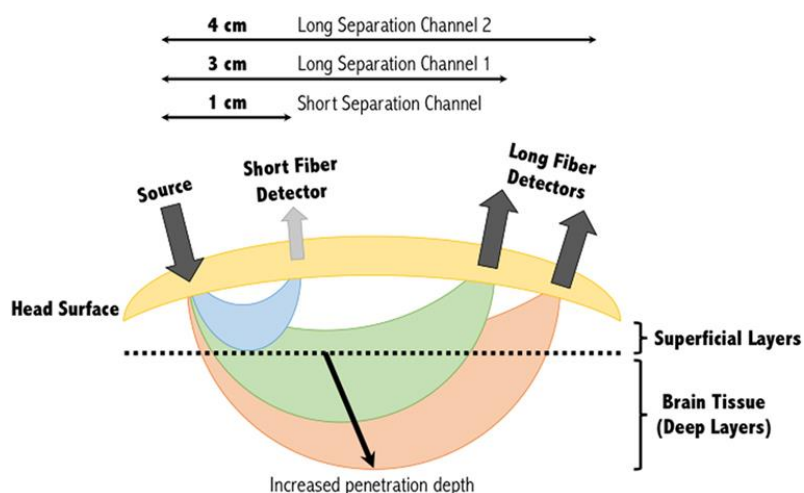


FIGURA 4 Esquema de la penetración del haz de luz al ser emitido en el cráneo.⁶

⁵ Figura 3: Lühmann, A. v. (2018). OpenNIRS.org. Obtenido de [<http://www.opennirs.org/>]

⁶ Figura 4: Rupawala, M. (2020, 12 junio). Shining a Light on Awareness: A Review of Functional Near-Infrared Spectroscopy for Prolonged Disorders of Consciousness. Recuperado 12 de junio de 2020, de [<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fneur.2018.00350/full>]

La profundidad a la que se pueda realizar el monitoreo de la saturación de oxígeno depende de la distancia a la que coloquemos el detector de la fuente. Como muestra la figura 2, cuanto más alejado esté el detector mayor será la profundidad de la cual estemos obteniendo los datos de saturación, aunque conlleva también una disminución de la resolución en los datos obtenidos, pues la cantidad de luz que llega al fotodetector es menor. Además, al colocar dos o más detectores, podemos eliminar el efecto de las capas superficiales del tejido, restando ambas señales.

La distancia que se usa comúnmente entre la fuente del haz y el detector es entre 3-4 cm, en la cual ya se pueden obtener datos de capas más profundas que la superficial llegando a la materia gris. (Lühmann, 2018)

Por otro lado, existen tres técnicas diferentes a la hora de abordar la emisión de haces:

- **Onda continua** : Se emite un haz de intensidad constante. La principal desventaja es que no permite diferenciar entre absorción y difusión, sino que solo permite determinar cambios relativos en la concentración de hemoglobina. Sin embargo, el coste de esta tecnología es mucho más bajo y se puede integrar fácilmente dado su pequeño tamaño y peso.
- **Dominio de frecuencia**: El haz es emitido en forma de onda, y la señal experimenta tanto una atenuación como un cambio de fase, lo que permite diferenciar entre distorsión y absorción, pudiendo calcular la concentración absoluta de hemoglobina. Pero, tanto el coste como la complejidad y volumen del sistema es mayor.
- **Dominio de tiempo**: Genera pequeños impulsos de luz. Aunque es una tecnología más cara y compleja, pues entre otras cosas requiere de un mayor control del sistema y procesamiento de la señal, ofrece la posibilidad de llegar a obtener datos a mayor profundidad. (Frédéric Lange, 2019)

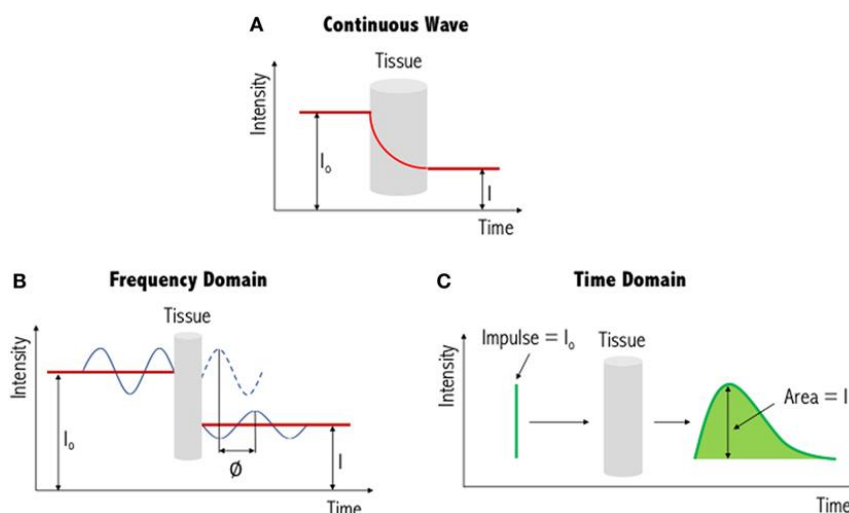


FIGURA 5 Representación del funcionamiento de cada una de las técnicas de emisión: Onda Continua (A), Dominio de Frecuencia (B) y Dominio de tiempo (C)⁷

Cabe señalar también que, aunque tanto esta técnica como la pulsioximetría están basadas en el mismo fundamento teórico, hay ciertas diferencias en el tipo de datos que se pretende buscar. La pulsioximetría trata de medir la saturación de oxígeno a nivel corporal midiendo durante intervalos de pulso en la sangre arterial que pasa por una zona concreta. Mientras que, en la técnica NIRS se pretende analizar la oxigenación del tejido y la saturación de oxígeno local. Así es como se puede controlar la actividad metabólica del cerebro, pues existe una relación entre la oxigenación local y la activación neuronal de la zona. (Lühmann, 2018)

Además, en la tecnología NIRS el análisis se centra en captar la señal reflejada por el tejido y devuelta a la superficie desde varios puntos de emisión. En cambio, en el caso de la pulsioximetría, la señal captada por el detector es la transmitida a través del tejido, estando emisor y detector en extremos opuestos.

2.2.4. Breve repaso histórico y productos existentes.

El uso de la tecnología de emisión de luz a través del tejido humano se conoce desde hace más de un siglo. (Lühmann, 2018) De hecho, en 1895 Wilhem Röntgen descubrió los rayos X e inició el uso de la radiografía con fines de diagnóstico médico. Años antes, en 1760 con el trabajo matemático de Lambert en la absorción de luz, y en 1852 cuando Beer lo completó enunciando la ley de Lambert-Beer aplicada a la espectroscopia en medios homogéneos, y de la que ya se ha hablado en apartados anteriores, centraron la base para el desarrollo de la pulsioximetría y la técnica NIRS.

⁷ Figura 5: Rupawala, M. (2020, 12 junio). Shining a Light on Awareness: A Review of Functional Near-Infrared Spectroscopy for Prolonged Disorders of Consciousness. Recuperado 12 de junio de 2020, de [https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fneur.2018.00350/full]

Finalmente, Takuo Aoyagi, en 1974, propuso la idea del oxímetro de pulso tal y como lo conocemos hoy en día. Sin embargo, en 1977 fue Jöbsis el pionero en el uso de métodos ópticos no invasivos al dejar de considerar el cráneo como una barrera natural para la luz. Usando la luz infrarroja cercana demostró la posibilidad de analizar la saturación local de oxígeno en el cerebro. Es considerado por ello el iniciador del fNIRS. (Lühmann, 2018)

Desde entonces, esta técnica se ha ido consolidando cada vez más, y de hecho ya existen multitud de dispositivos comercialmente disponibles, algunos ejemplos de ello se muestran en las figuras 6 y 7, ambos de la empresa de equipos de investigación médica Artinis. Hoy en día el gran reto está en desarrollar dispositivos que permitan obtener una imagen completa del cerebro, y no solo de regiones, a través de la utilización de una gran cantidad de fuentes de luz y detectores.



FIGURA 6 Dispositivo Brite de la empresa Artinis basado en la tecnología NIRS para el monitoreo de la actividad cerebral. Dispone de 23 canales que cubren el córtex frontal. Permite medir los cambios en la concentración de oxihemoglobina, desoxihemoglobina y la hemoglobina total. ⁸



FIGURA 7 Dispositivo Portalite de la empresa Artinis basado en la tecnología NIRS para el monitoreo de la actividad cerebral. Permite medir la saturación de oxígeno local, siendo un dispositivo totalmente portátil para uso en actividades diarias. ⁹

⁸ Figura 6: Einsteinweg 176662 PW ElstThe Netherlands. (s. f.). Artinis Medical Systems | fNIRS devices | NIRS devices-Brite. Recuperado 15 de junio de 2020, de <https://www.artinis.com/brite>

⁹ Figura 7: Einsteinweg 176662 PW ElstThe Netherlands. (s. f.-a). Artinis Medical Systems | fNIRS devices | NIRS devices-Brite. Recuperado 15 de junio de 2020, de <https://www.artinis.com/brite>

2.2.5. Algunas aplicaciones

Las ventajas que presenta en cuanto a costes, simplicidad del dispositivo y capacidad de integración en productos portátiles, permite obtener gran cantidad de aplicaciones en diferentes ámbitos.

- Investigación cerebral sobre la activación del cerebro ante diferentes estímulos: visuales, auditivos, motores... Se han realizado estudios, por ejemplo, en seguridad vial para analizar la respuesta cerebral durante la realización de diferentes maniobras, llegando a la conclusión de que existe una actividad metabólica diferente a nivel frontal entre el hemisferio derecho y el izquierdo. (Yoshino, Oka, Yamamoto, Takahashi, & Kato, 2013)
- Aplicaciones clínicas en el monitoreo de la oxigenación cerebral en bebés recién nacidos y en cirugía pediátrica. En ocasiones, el monitoreo de la saturación de oxígeno arterial no se corresponde con la oxigenación a nivel cerebral, por lo que conviene realizar un monitoreo específico. (Dix, van Bel, & Lemmers, 2017)
- Aplicaciones en tratamientos de estimulación para enfermedades como el Parkinson o el Alzheimer y trastornos como el TDAH (Trastorno de Déficit de Atención e Hiperactividad). En este sentido, se han realizado estudios en el tratamiento del TDAH con dispositivos NIRS y neurofeedback¹⁰ (Marx Anna-Maria, 2015). Aunque todavía no está clara su eficacia, al tratarse de un tratamiento no invasivo de bajo coste, su investigación y desarrollo puede suponer un gran avance en el aumento de la calidad de vida de personas que sufren este tipo de trastornos y enfermedades.
- Aplicaciones para Interfaces Cerebro Computadora (BCI) en combinación de tecnología NIRS con EEG para aportar mayor estabilidad y precisión a los dispositivos realizados exclusivamente con técnicas de electroencefalografía. (Fazli, Menhert, Steinbrick, & Curio, 2012) Este tipo de técnicas pueden ser aplicadas en campos como la rehabilitación para personas que han perdido capacidades motoras.

Por último, cabe destacar que la tecnología NIRS, aunque en este trabajo está centrada en el ámbito médico, presenta también aplicaciones en otros muchos ámbitos como pueden ser: industria alimentaria, en control de calidad; y análisis químico, como control en la industria farmacéutica o en la fabricación de polímeros.

¹⁰ El neurofeedback, también llamado retroalimentación electroencefalografía, es un tratamiento neurocomportamental destinado a la adquisición de autocontrol sobre determinados patrones de actividad cerebral y la aplicación de estas habilidades en las actividades de la vida diaria.

(Neurofeedback: ¿Qué es, en qué consiste, es eficaz para tratar el TDAH? (s. f.). Recuperado 15 de junio de 2020, de <https://www.fundacioncadah.org/web/articulo/neurofeedback-que-es-en-que-consiste-es-eficaz-para-tratar-el-tdah.html>)

3. ELECCIÓN DE ALTERNATIVAS.

3.1. Presentación del sistema.

Se propone el diagrama de bloques de la figura 8 para presentar la idea general del sistema y las partes de las que debe constar el oxímetro cerebral, basado en los conceptos teóricos ya comentados en la introducción. Es necesario un par de LEDs rojo e infrarrojo por cada emisor. A su vez, la emisión de cada haz de luz, que será recibido por un fotodetector, estará gestionada por un controlador. La señal captada deberá pasar primero por una etapa de amplificación de la señal, y en segundo lugar por un conversor analógico-digital. Los datos a la salida de éste serán recogidos por el microcontrolador, que también actuará sobre el controlador de los LEDs, y los enviará inalámbricamente al destino final, como un ordenador. En los siguientes apartados se ahondará en cada uno de los elementos.

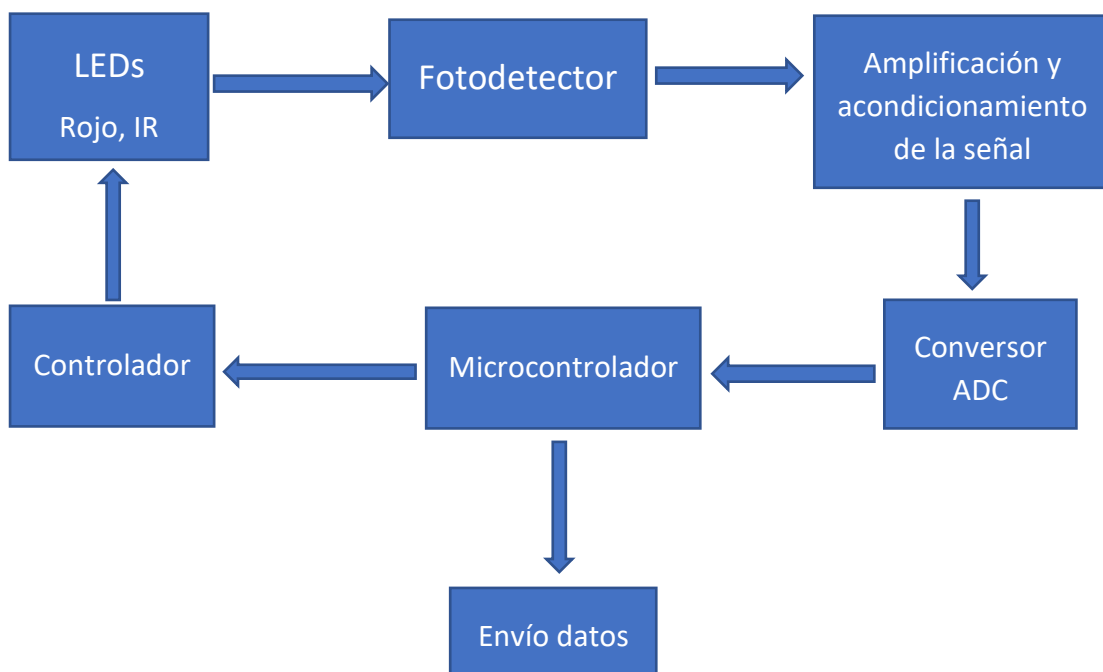


FIGURA 8 Diagrama del sistema según las funciones que se requieren implementar.

3.2. Elección de alternativas.

Una de las decisiones determinantes en el proceso de diseño es la elección de los elementos que compondrán el emisor y receptor del oxímetro, pues son la clave esencial en el sistema y están implicados en la elección del resto de componentes.

En primer lugar, la idea original del sistema está compuesta por tres emisores dispuestos a distintas distancias del receptor para medir el nivel de oxigenación a diferentes profundidades y poder eliminar el efecto de las capas superficiales (piel, cuero cabelludo, cráneo...), como se ha explicado en el apartado “2.2.3. NIRS, fNIRS, Oximetría cerebral”.

Por otro lado, cada uno de estos emisores deberá estar formado por dos LEDs, uno del espectro de emisión que corresponde con el color rojo y otro que corresponde con espectro cercano al infrarrojo, que serán los encargados de emitir los haces de luz que penetrarán en el cráneo. En concreto, y teniendo en cuenta de nuevo la figura 3, las longitudes de onda en las que debe centrarse la búsqueda de los LEDs deben ser tales que una esté por encima del punto isobéptico (unos 800 nm) y la otra por debajo:

- LED rojo: este deberá emitir un haz de luz de entre 650 y 700 nm, ya que entre estos el coeficiente de absorción de la oxihemoglobina (HbO) es más distante frente al de la desoxihemoglobina (HbR) y la curva de absorción presenta una pendiente más reducida que en otros intervalos de alrededor.
- LED infrarrojo: este deberá emitir, por el mismo motivo que en el caso del LED rojo, un haz de luz de entre 870 y 900 nm.

Por otro lado, como receptor se utilizará un fotodetector. Es importante señalar que, dada la incapacidad de los fotodiodos de distinguir la señal emitida por uno u otro LED, será necesario emitir estas de forma alterna. Aunque, del mismo modo, esta alternancia supone una ventaja, pues solo será necesario un fotodetector, cuyo rango de trabajo incluya ambas longitudes de onda, para recibir todas las señales.

En una primera aproximación al problema se plantearon dos alternativas. Por un lado, la búsqueda de los LEDs y los fotodiodos, con las características ya mencionadas, de manera independiente. O, por otro lado, dada la cantidad de soluciones integradas de sensores que existen hoy en día comercialmente disponibles, adquirir un sensor de pulsioximetría y estudiar su viabilidad en el diseño del presente proyecto.

En cuanto a la primera alternativa, solución compuesta por elementos discretos, en la siguiente tabla se detallan los componentes para una posible solución junto con los detalles característicos:

TABLA 1 Alternativa 1: componentes discretos

	Nombre componente	Detalles
LED rojo	AND124R (AND)	Longitud de onda máxima: 700 nm
LED infrarrojo	TSFF5510 (VISHAY)	Longitud de onda máxima: 870 nm
Fotodiodo	OPT101 (Texas instruments)	Rango de trabajo: 400 nm – 1100 nm Incluye amplificador de transimpedancia

Además de estos elementos, sería necesario diseñar u obtener una tarjeta de adquisición que permitiera controlar el funcionamiento de los LEDs, convertir los datos analógicos proporcionados por el fotodiodo a una señal digital y almacenarlos o enviar estos datos para su procesamiento. Teniendo en cuenta que el fotodiodo cuenta con un amplificador de transimpedancia, se supondrá en un primer momento que la señal a la salida de este ya está correctamente acondicionada.

En cuanto a la segunda alternativa, la utilización de un sensor integrado con aplicaciones para la oximetría, la tabla que sigue presenta los detalles más importantes en cuanto a funcionamiento del circuito integrado MAX30100 (Maxim Integrated) que se plantea como posible solución.

TABLA 2 Alternativa 2: circuito integrado MAX30100

	Detalles
LED rojo	Longitud de onda máxima: 660 nm
LED infrarrojo	Longitud de onda máxima: 880 nm

Por otro lado, el dispositivo MAX30100 incluye también los siguientes componentes: una FIFO de 16-bits que permite conectarlo a un microcontrolador y guardar datos de manera que no es necesaria una lectura constante, un convertidor ADC sigma-delta de 16 bits que realiza en primer lugar una cancelación de luz ambiental, un sensor de temperatura que puede ser utilizado opcionalmente para realizar una calibración de la dependencia del sistema con la temperatura, y un controlador para el LED rojo e infrarrojo.

Una vez hecha una breve presentación de ambos sistemas se procede a discutir la viabilidad de ambos y que ventajas presentan a la hora de decidir qué alternativa será la más adecuada para el proyecto.

En general, existe una menor variedad de LEDs cuyo espectro de emisión esté centrado en las longitudes de onda buscadas. Aunque se ha encontrado un par que podría ser una posible solución para el proyecto, utilizar un circuito integrado como el MAX30100 presenta grandes ventajas en un proyecto como el presente:

- Permite simplificar el proceso de diseño y evitar problemas durante el mismo, ya que incluye el conversor ADC, el fotodetector y los LEDs en el mismo circuito.
- Ofrece una mayor garantía de funcionamiento en el diseño final, pues se trata de un sensor concebido para aplicaciones de pulsioximetría.

- Es de prever que la señal obtenida con esta alternativa tenga mayor precisión debido a que se ve sometida en el propio integrado a una cancelación de luz ambiental, que supone una gran fuente de error en la tecnología NIRS.

En definitiva, a simple vista esta última parece una mejor opción para el desarrollo del trabajo. En el siguiente apartado se explicará su funcionamiento con mayor exhaustividad comprobando su viabilidad.

3.3. MAX30100

Como ya se ha comentado anteriormente, el MAX30100 (producido por Maxim Integrated) se trata de un sensor de pulsioximetría y ritmo cardiaco diseñado para ofrecer una solución compacta que permita ser integrado con sencillez sin la necesidad de aportar excesivos componentes auxiliares. Esta especialmente pensado para ser integrado en wearables y dispositivos de monitoreo médico, pues presenta un reducido tamaño (5,6mm x 2.8mm x 1.2 mm) y trabaja con baja potencia incrementando la vida de la batería, esencial en este tipo de dispositivos.

Además, este dispositivo cuenta con numerosos registros de lectura y escritura que permiten configurarlo: cambiar el modo de funcionamiento (modo pulsioximetría, modo ritmo cardiaco o temperatura), ajustar la resolución de adquisición de los datos, activar el modo ahorro de energía, ajustar la corriente de alimentación de los LEDs... La comunicación con el dispositivo, tanto para configurarlo como durante su funcionamiento, se realiza mediante protocolo I²C (maestro-esclavo).

Llegado este punto se ha decidido variar el esquema usual que se podía observar en la figura 4. De manera que, en lugar de tener un emisor y varios receptores, tal como muestra la figura 9, se ha optado por utilizar un receptor y varios emisores. El motivo de esta decisión radica en la búsqueda de una disminución del error en la toma de las muestras y simplificar el control del dispositivo.

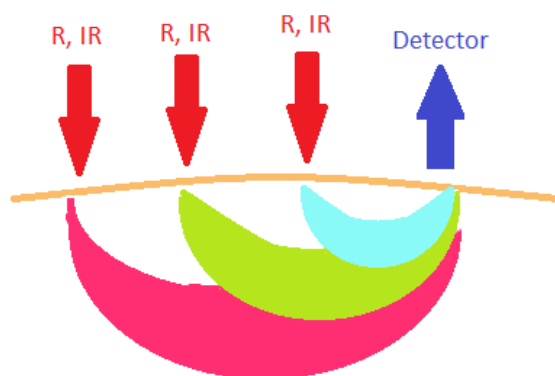


FIGURA 9 Esquema de disposición de emisores y detector

Por un lado, al utilizar varios integrados como detectores no se puede garantizar que todos ellos funcionen exactamente de la misma manera, pues este tipo de sensores, en ocasiones, requieren de una calibración posterior durante la toma de muestras en ensayos para garantizar la precisión de los datos. Asimismo, la idea original requiere utilizar un microcontrolador (maestro) con tantos canales de comunicación I²C como detectores (esclavos) haya. Este condicionante puede llegar a dificultar el proceso de diseño en cuanto a elección de componentes si se decide aumentar la región que se pretende monitorizar. Así que, de ahora en adelante, el diseño estará compuesto por un detector y varios emisores.

En la figura 10 se muestra la disposición de los 14 pines con los que cuenta el dispositivo, su función se explica en la tabla 3:

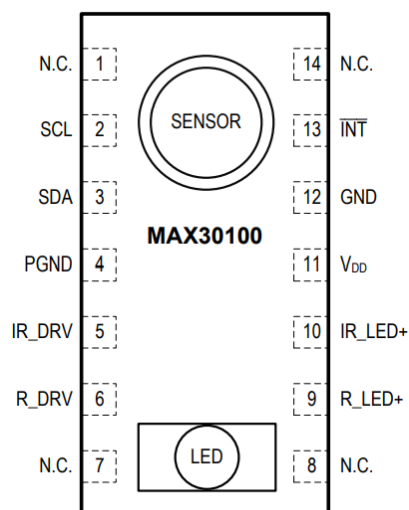


FIGURA 10 Disposición de pines del MAX30100 (extraída de la hoja de datos del MAX30100)

TABLA 3 Función de los pines del MAX30100

PIN	NOMBRE	FUNCIÓN
1,7,8,14	N.C.	No se conectan. Aportan estabilidad mecánica.
2	SCL	Entrada I ² C de la señal de reloj.
3	SDA	Bidireccional, comunicación de datos en I ² C
4	PGND	Masa del bloque de controladores LED
5	IR_DRV	Cátodo IR LED y conexión al controlador LED
6	R_DRV	Cátodo R LED y conexión al controlador LED
9	R_LED+	Alimentación R LED
10	IR_LED+	Alimentación IR LED
11	VDD	Alimentación del bloque analógico
12	GND	Masa del bloque analógico
13	$\overline{\text{INT}}$	Señal de interrupciones

Como se puede ver en la tabla 3, una de las características más importantes que incluye este dispositivo y que hace que sea viable en la aplicación de este proyecto es la posibilidad de acceder a la alimentación y el control de los LEDs con sus correspondientes pines. Esto supone una gran ventaja debido a que será necesario controlar los LEDs de manera independiente al funcionamiento del fotodiodo y la captación de datos a partir de este.

Es decir, para implementar el diseño del oxímetro cerebral a partir de este dispositivo será necesario utilizar varios de estos, de manera que unos funcionarán solo como emisores y otro como receptor. Para ello, es condición necesaria que el control de la adquisición de datos sea independiente del control de los LEDs emisores. Condición que se cumple, como se observa en el esquema funcional del dispositivo mostrado en la figura 11, en la que las conexiones de alimentación de los LEDs están perfectamente accesibles.

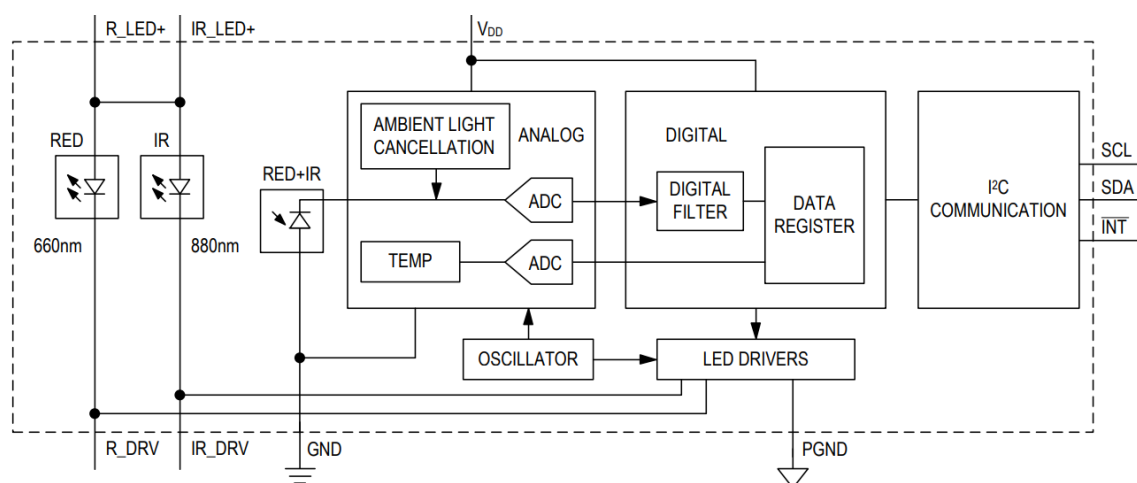


FIGURA 11 Esquema funcional del MAX30100 (extraído de la hoja de datos)

Ahora, se procede a explicar el funcionamiento general del MAX30100 en cuanto a los diferentes componentes que lo forman y sus principales características.

16-bit sigma delta ADC

En primer lugar, una vez el fotodiodo detecta la luz, la señal analógica generada pasa por un convertidor analógico-digital. Pero, antes de esto el circuito aplica a la señal una cancelación de la luz ambiental, lo que supone una gran ventaja de utilización permitiendo aumentar la precisión de los datos obtenidos.

El convertidor empleado se trata de un sigma delta de 16 bits. Estos están basados en convertidores de 1 bit (comparadores) combinados con un circuito de filtrado que sobremuestra la señal de ruido (frecuencia de muestreo mayor que la de Nyquist) y realiza un modelado de esta (noise-shaping). Así, se obtiene una salida digital de alta resolución, esencial en este tipo de aplicación. (Maxim EE Glossary, s.f.)

Filtro de tiempo discreto

El dispositivo incluye también un filtro de tiempo discreto por el que pasa la señal digital antes de ser almacenada, que permite rechazar interferencias de 50Hz/60Hz y ruido ambiental de baja frecuencia.

Sensor de temperatura

El MAX30100 también cuenta con un sensor de temperatura que ofrece la posibilidad de realizar, en caso de considerarlo oportuno, un calibrado de la señal en función de la temperatura ambiental. Aunque el fabricante indica que el sistema es poco sensible a la longitud de onda del LED infrarrojo, advierte también de que la longitud de onda del LED rojo sí es crítica para la correcta interpretación de los datos.

Esto se debe a que, como se vio en la figura 2, en la zona de infrarrojos los coeficientes de absorción de la hemoglobina se mantenían prácticamente constantes. Sin embargo, aunque para el LED rojo en 660 nm la pendiente es menor que en otras regiones de la curva, existe cierta variabilidad entre longitudes de onda, lo que puede afectar al resultado final de los datos teniendo en cuenta que la longitud a la que emiten los LEDs depende en parte de la temperatura, como muestra la figura 12.

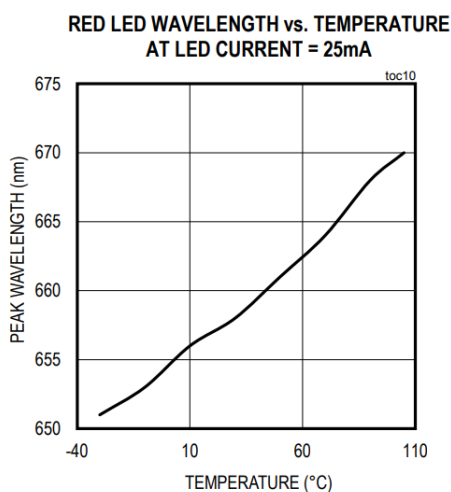


FIGURA 12 Relación entre la temperatura y la longitud de onda del LED rojo (extraída de la hoja de datos del MAX30100)

En el presente proyecto, aunque se implementará el diseño (en cuanto a firmware) para que sea posible realizar medidas de temperatura, no se hará uso de esta herramienta de calibración, sino que se dejará para una posible línea de investigación futura. Con esta decisión se pretende simplificar la realización de los ensayos, aunque es conveniente tener en cuenta que existe la posibilidad de realizarla y su importancia. De hecho, al tratarse de un dispositivo pensado para ser portátil y utilizado en diferentes situaciones, realizar una correcta calibración puede llegar a ser una condición necesaria para obtener buenos resultados.

FIFO

Una FIFO (First-In, First-Out) se trata de una memoria de acceso secuencial en la que los datos se escriben en serie. Así, la primera palabra que se escribió es también la primera en ser leída (primera que entra, primera que sale). Se utiliza para el almacenaje y control del flujo de datos, facilitando en este caso la sincronización entre el microcontrolador y el integrado. (Floyd, 2006)

Funciona con un puntero de lectura, otro de escritura, almacenaje, un contador de desbordamiento (para contar las muestras perdidas cuando la FIFO está llena y no está siendo leída) y lógica de control (avisa cuando la FIFO está casi llena). En este caso, se trata de una FIFO capaz de almacenar un máximo de 16 palabras de 8 bits cada una. Cada muestra de datos está compuesta por una palabra de datos de 16 bits correspondiente al LED rojo y otra para el LED infrarrojo, por lo que para conseguir una muestra es necesario realizar una lectura de la FIFO 4 veces.

El hecho de que los datos almacenados en la FIFO sean directamente los datos a la salida del convertidor, representa otra gran ventaja para la utilización del MAX30100 en este proyecto. Esto es así ya que, lo que se pretende es acceder a los datos en crudo de manera que sea posible realizar un procesamiento posterior de acuerdo con la información que se quiera obtener. Para ello, es necesario que los datos representen directamente la señal captada por el fotodiodo y no directamente un dato de saturación de oxígeno o similar.

Comunicación I²C

El dispositivo cuenta con una interfaz de comunicación I²C que consiste en una línea de datos (SDA) y una línea para la señal de reloj (SCL). Estas facilitan la comunicación entre el MAX30100 y un maestro (el microcontrolador) a una frecuencia de reloj de hasta 400kHz. En el apartado del firmware se explicará con mayor detalle cómo se realiza esta comunicación.

En conclusión, el MAX30100 resulta ser una solución viable con grandes ventajas para el diseño del oxímetro cerebral del presente proyecto por los siguientes motivos:

- Además de los LEDs y el fotodiodo incluye varios elementos auxiliares ya comentados que facilitan la adquisición de datos y el control del dispositivo.
- Es posible acceder independientemente a los LEDs y aislar su control del detector y el resto del sistema.
- Los datos se ofrecen en crudo, es decir, se corresponden con los datos a la salida del convertidor ADC y que representan la señal detectada por el fotodiodo.
- Es posible gestionar el dispositivo a través de una comunicación I²C entre el microcontrolador y este mismo.

4. DISEÑO HARDWARE

En este apartado se realizará una revisión de los componentes que integran el sistema más allá del integrado MAX30100, ya explicado en el capítulo anterior. Además, se explicará el circuito eléctrico propuesto finalmente para el dispositivo.

4.1 Estructura

En la siguiente figura es posible ver cuál será la estructura de diseño que va a seguirse teniendo en cuenta que las funciones de amplificación y acondicionamiento de la señal, así como de conversión, están integradas en el dispositivo MAX30100. Así, como se puede observar en la figura 13 y para simplificar la tarea, se ha dividido el proceso de diseño en varias etapas. En primer lugar, la definición de la disposición de los integrados de manera que solo uno de ellos funcione como receptor y haya varios emisores. En segundo lugar, se diseñará la alimentación del circuito, que ha de servir para todos los elementos de este. Después, se abordará el control del dispositivo: por un lado, la adquisición de datos; y por otro, el control de los LEDs. A continuación, se explicará cómo se produce el envío de los datos para proceder a su tratamiento.

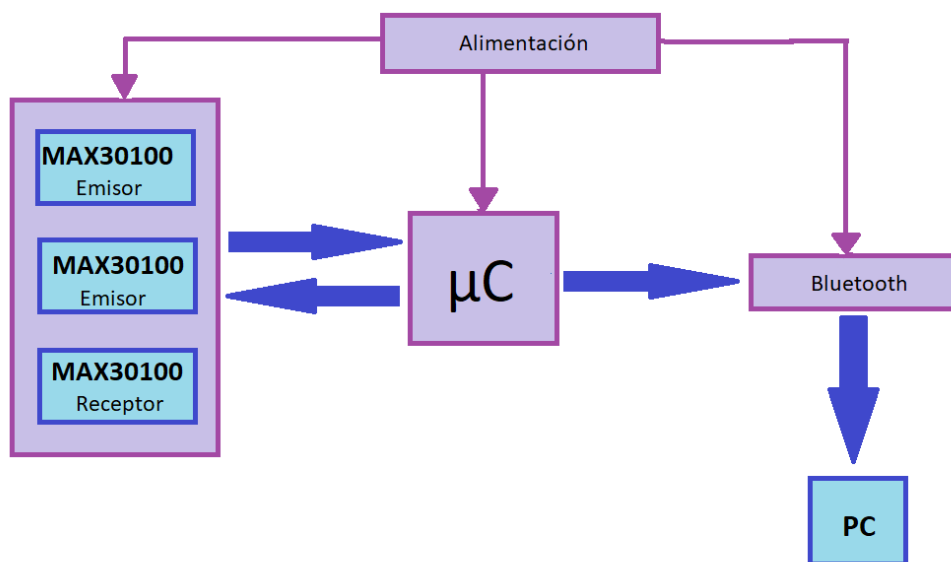


FIGURA 13 Esquema de la estructura final del sistema

En los siguientes apartados se tratará cada uno de estos temas y se explicará en profundidad como se ha procedido en el diseño. Para finalizar, se presentará el diseño del esquemático del circuito y la PCB.

Es importante introducir que, en una primera aproximación al problema, o sea, evaluar la viabilidad del sistema y en concreto del MAX30100 para realizar funciones de oximetría cerebral, en el presente proyecto se ha decidido hacer uso de una placa de evaluación disponible en el Departamento de Electrónica para llevar a cabo esta tarea. Esta placa incluye ya, entre otras cosas y como se explica en futuros apartados, un microcontrolador y un módulo Bluetooth. Aunque, una vez comprobada la viabilidad, sería necesario diseñar un sistema completo de cara a ser utilizado por un posible usuario final que incluyera estos elementos y una batería entre otros elementos. Sin embargo, esta tarea se dejará como una vía a futuras investigaciones.

4.2 Dispositivos emisor y receptor.

Como se observa en la figura 14, para el diseño de la parte de emisión y captación de la señal se utilizarán tres integrados MAX30100. Solo uno de ellos, el primero, trabajará a la vez como emisor y receptor. En cambio, los otros trabajarán solo como emisores. Por esta razón, y a modo de representación, se ha cortado la parte del dispositivo destinada a la recepción de la señal.

Por otro lado, los emisores en funcionamiento serán los siguientes: el propio emisor del integrado que funciona como receptor (situado a una distancia de 1 cm), el segundo integrado (a 2 cm), y se podrá colocar el tercer integrado a dos posiciones (quedando a distancias de 3 cm y 4 cm). Por esta razón, en la figura 2 se muestran cuatro integrados en lugar de tres, pero entre las dos últimas posiciones solo se colocará uno para comprobar cuál es la mejor.

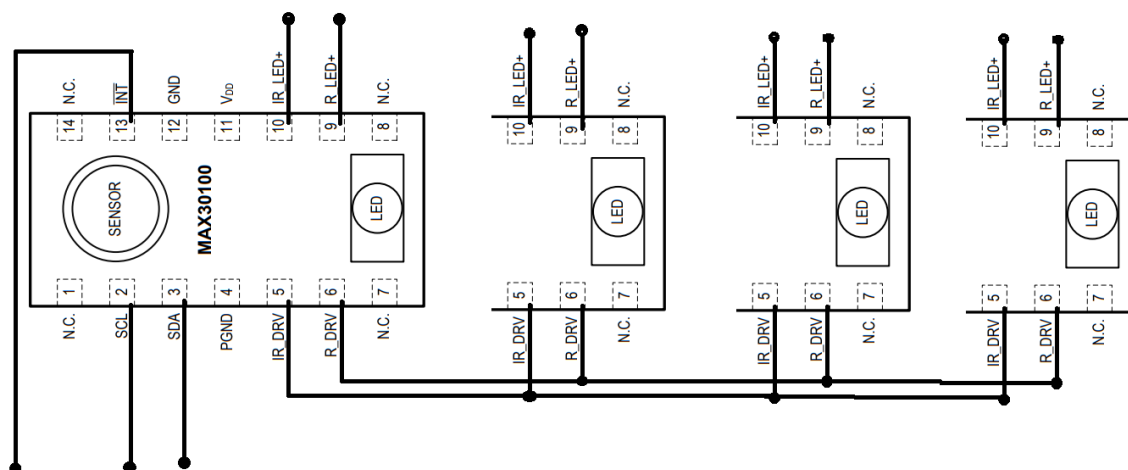


FIGURA 14 Esquema de conexiones de los integrados¹¹

¹¹ La figura 14 está adaptada de una imagen tomada de la hoja de datos del dispositivo MAX30100 (Microchip). [<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>]

De esta manera, del primer integrado salen las conexiones de las señales de datos (SCL, SDA, INT). En todos ellos se conectan los pines de los drivers para que funcionen sincronizados, y se conecta los pines de la alimentación de los LEDs.

4.3 Control LEDs. MOSFETs.

Para el correcto funcionamiento del dispositivo es necesario realizar un control de los LEDs ya que debe haber una alternancia en la emisión de cada uno de los integrados, de manera que el sensor solo capte la señal de uno a la vez. Este control, se llevará a cabo a través de la alimentación, que en este caso se realizará haciendo uso de MOSFETs funcionando como interruptores y el microcontrolador. Este, se programará para que dé un valor alto o bajo a la entrada de cada uno de los integrados sucesivamente.

Un MOSFET (transistor de efecto de campo semiconductor de óxido metálico) es un dispositivo de tres terminales controlado por el voltaje aplicado al circuito de entrada. En el presente proyecto se utilizará un integrado, el AO4606 de Alpha&Omega Semiconductors, compuesto por dos MOSFETs de tipo enriquecimiento (uno de canal n y otro de canal p), dispuestos como muestra la figura 15, en cada MAX30100.

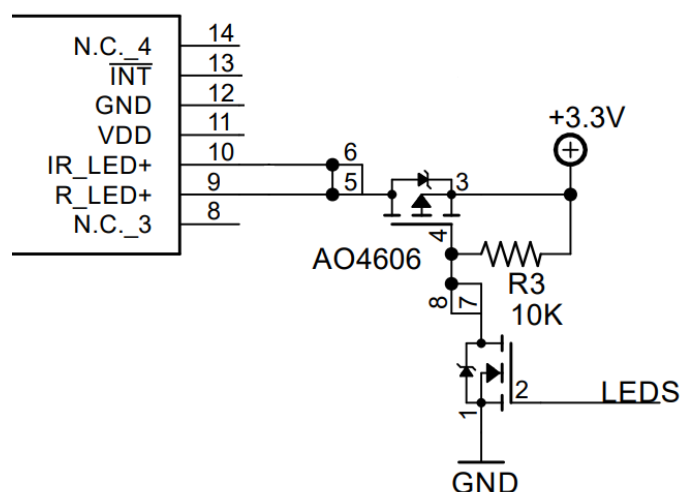


FIGURA 15 Disposición del MOSFET en el circuito eléctrico.

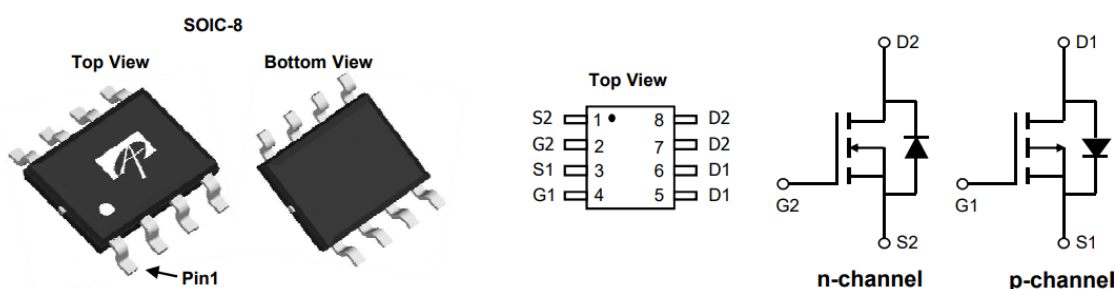


FIGURA 16 Encapsulado del componente y esquema de pines (extraída de la hoja de datos del MOSFET)

El funcionamiento del circuito es el siguiente: cuando hay un valor alto en la entrada del MOSFET de canal n (el valor de la señal LEDS es 1), el MOSFET permite el paso de corriente, por lo que en la entrada del MOSFET de canal p también habrá un valor positivo de voltaje, haciendo que este también conduzca. De este modo, habrá un voltaje de 3.3V en la entrada IR_LED+ y R_LED+, y los LEDs están alimentados.

En cambio, cuando hay un valor bajo en la entrada del MOSFET de canal n (el valor de la señal LEDS es 0), ambos MOSFETS se comportan como un interruptor abierto y el voltaje es consumido por la resistencia R3. En este caso no habrá voltaje a la entrada de los LEDS y, por tanto, no emitirán luz.

Por otro lado, en este caso solo sería necesario utilizar un MOSFET puesto que el microcontrolador que se encarga de dar un valor alto o bajo en la señal LEDS trabaja con una lógica de 3.3V como se verá en próximos apartados. Sin embargo, la utilización de los dos MOSFETS permite controlar el sistema sea cual sea el voltaje de trabajo del microcontrolador garantizando que los LEDs estén alimentados con 3.3V como indica el fabricante en la hoja de datos.

4.4 Microcontrolador

Un microcontrolador (μC) es un circuito integrado digital que puede programarse para ejecutar una serie de órdenes en función de las instrucciones grabadas en su memoria. Está compuesto por una unidad central de procesamiento (CPU), unidades de memoria y periféricos de entrada/salida. (Boylestad & Nashelsky, 2009)

En este caso, se empleará el PIC24FJ128GC006 de Microchip. Se trata de un microcontrolador de 16 bits con memoria de programa flash de 128kB y memoria de datos RAM de 8kB. Consta de 64 pines, entre los que se incluyen: 2 canales de comunicación I2C, que permitirán la comunicación con el MAX30100; 2 canales de comunicación UART, que permitirán la comunicación con el módulo Bluetooth; y pines digitales para el control de los LEDs.

En la tabla se muestran los pines utilizados del microcontrolador en el diseño del dispositivo con una breve descripción.

TABLA 4 Pines del microcontrolador utilizados

Señal	Nombre	Nº pin	Descripción
COMM	RE7	3	Señal de comunicación del Bluetooth
LD3	RG7	5	Controla la señal de alimentación de los LEDs
\overline{RESET}	\overline{MCLR}	7	Pin para reiniciar el PIC conectado a un interruptor
VSS	VSS	9	Referencia de masa para el módulo digital (GPIOs)
VDD	VDD	10	Alimentación del módulo digital (GPIOs) a 3.3V
LD2	RB3	13	Controla la señal de alimentación de los LEDs
LD1	RB2	14	Controla la señal de alimentación de los LEDs
AVDD	AVDD	19	Alimentación del módulo analógico a 3.3V
AVSS	AVSS	20	Referencia de masa para el módulo analógico
VSS	VSS	25	Referencia de masa para el Sigma-Delta ADC
VDD	VDD	26	Alimentación del Sigma-Delta ADC
RX	RF4	31	Comunicación UART (Recepción) con BT
TX	RF5	32	Comunicación UART (Transmisión) con BT
VDD	VDD	38	Alimentación del módulo digital (GPIOs) a 3.3V
OSCI	RC12	39	Entrada para un oscilador externo
OSCI	RC15	40	Salida para un oscilador interno
SCL	RD10	44	Serial Clock del MAX30100
SDA	RD9	43	Serial Data del MAX30100
VCAP	VDDCORE	56	Pin de conexión del regulador de voltaje interno
VBAT	ENVREG	57	Entrada de la batería de apoyo

Por otro lado, en la figura se muestra las conexiones que hay que hacer en el microcontrolador y los elementos pasivos que se deben añadir en el diseño, como resistencias y controladores. Estos vienen marcados por lo definido en la hoja de datos del dispositivo, de la que se ha extraído la figura 18 a modo de ilustración. De esta manera, hay una serie de pines que es obligatorio conectar y de los que se ofrece también indicaciones para realizar la conexión, como se muestra en la figura 18. En esta se propone también el valor recomendado para los condensadores de desacople, que permiten minimizar el ruido en la alimentación generado por picos de corriente que se producen durante el funcionamiento.

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

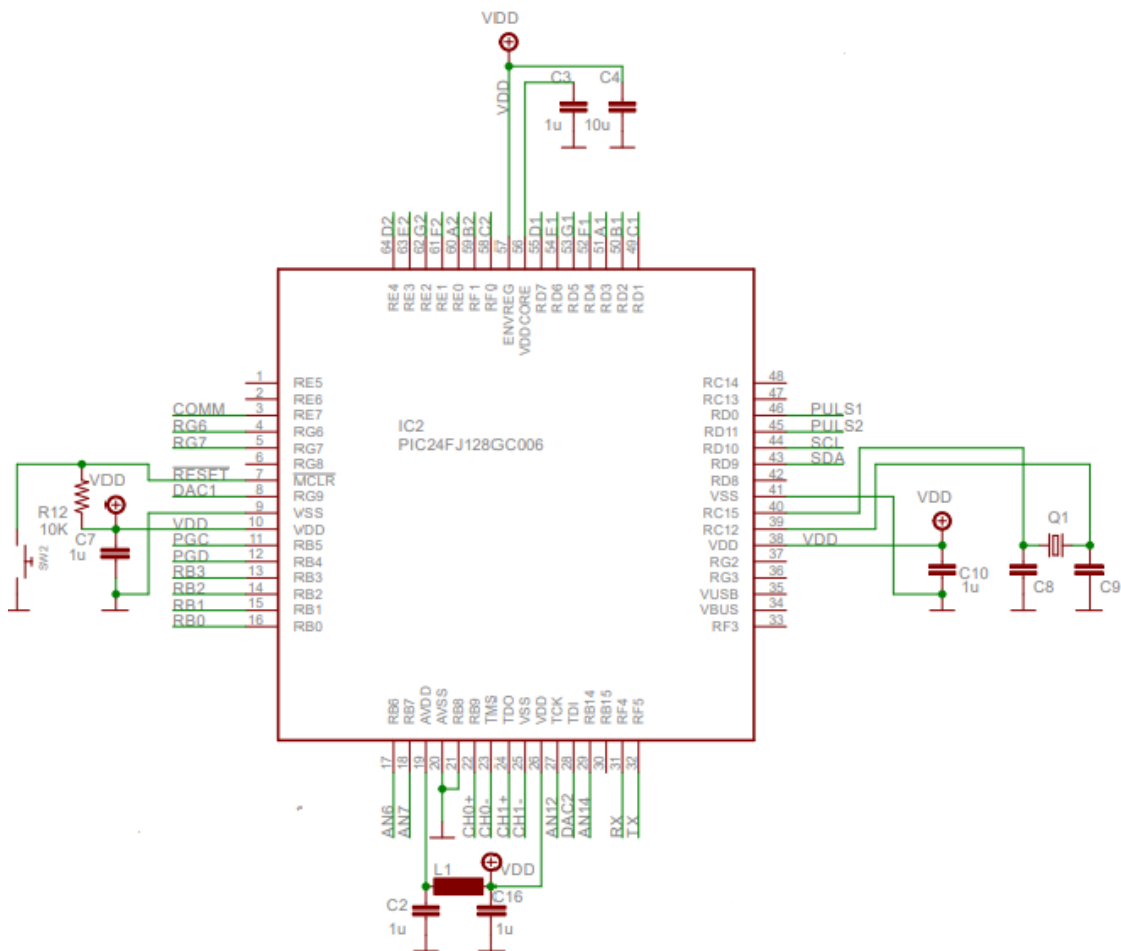


FIGURA 17 Circuito eléctrico del microcontrolador en la placa de evaluación

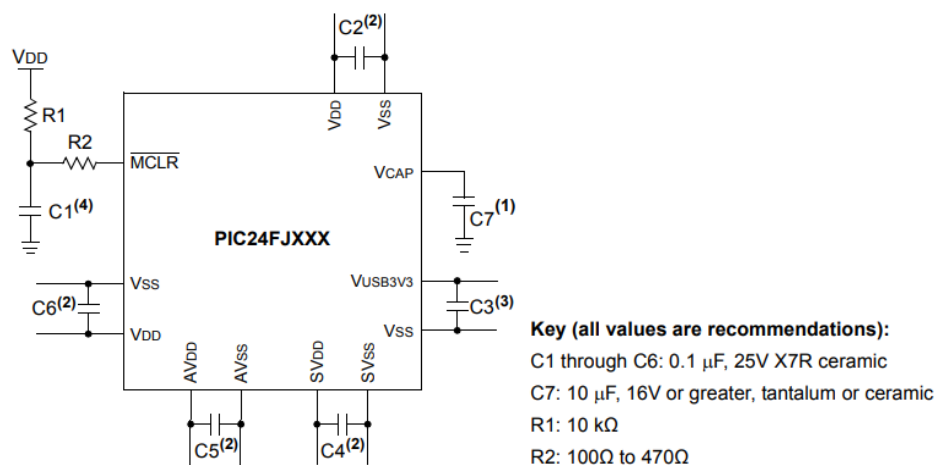


FIGURA 18 Conexión de pines obligatorios en el PIC24FJ y valores recomendados

Como se observa en la parte derecha de la figura 17, la placa de evaluación en la que se encuentra el microcontrolador cuenta también con un oscilador externo, un cristal con una frecuencia nominal de trabajo de 11059200 Hz (11.0592 MHz).

4.5 Bluetooth

En este apartado trataremos la transmisión de datos, que en este caso se ha decidido hacer a un ordenador para que puedan ser tratados y analizados con mayor comodidad, aunque también se podrían haber enviado a un Smartphone. Esta transmisión se realizará, además, por comunicación inalámbrica para mejorar la experiencia del usuario y facilitar la portabilidad del dispositivo. De esta manera se contribuye a una de las principales ventajas que aporta la utilización de la tecnología NIRS, que como ya se ha comentado es facilitar el monitoreo de actividad cerebral en situaciones lo más reales posibles. Y para ello, es imprescindible no dificultar el movimiento del usuario.

Para realizar la transmisión se podría utilizar tanto tecnología Bluetooth como Wi-Fi. Aunque ambas opciones son viables, y de hecho ampliamente utilizadas hoy en día en diferentes dispositivos de uso diario, se ha optado por emplear la primera, para la que ya está preparada la placa de evaluación utilizada en el diseño.

La tecnología Bluetooth permite la comunicación entre varios dispositivos, transmitiendo y recibiendo datos a una frecuencia de 2.4GHz y a corta distancia. En concreto se utilizará un módulo Bluetooth 2.1 de clase 2 con alcance hasta 10m, el RN42 de Microchip (figura 19). Este tiene un bajo consumo (30mA en transmisión, 3mA conectado y 26µA en modo sleep), el voltaje de suministro es de 3.3V y es compatible con el microcontrolador escogido (PIC24) a través de una comunicación UART y señales digitales como se muestra en la figura 20.



FIGURA 19 Módulo Bluetooth RN42 (imagen extraída de la hoja de datos).

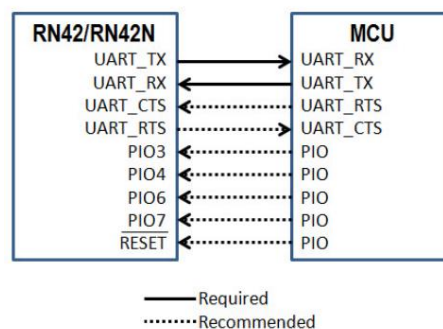


FIGURA 20 Conexiones para la comunicación entre el módulo Bluetooth y el microcontrolador (imagen extraída de la hoja de datos).

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

El circuito eléctrico de conexión del RN42 en la placa de evaluación se muestra en la figura 21. Así, estará conectado al microcontrolador a través de los pines 13, 14 y 15 (TX, RX y COMM, respectivamente), a partir de los cuales se realizará la comunicación. Por otro lado, cuenta también con un LED conectado al pin 21 (PIO5) que hace visible el estado del módulo en función de su parpadeo. Para más información, consultar la sección 2.3 de la hoja de datos.

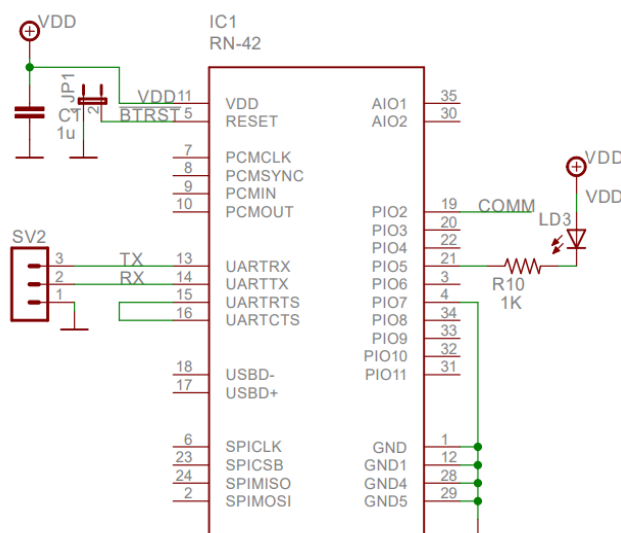


FIGURA 21 Fragmento del circuito eléctrico del RN42 en la placa de evaluación.

4.6 Placa de evaluación.

La placa de evaluación, representadas en las figuras 22 y 23, se trata de un circuito con varios componentes electrónicos que ayuda en la evaluación de diseños: como una pantalla LCD, un par de segmentos digitales, el microcontrolador PIC24 y el módulo Bluetooth RN42. Dispone también de una regulador de voltaje, el NCP551SN30, que permite obtener los 3.3V que se requieren para la alimentación del resto de dispositivos.

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

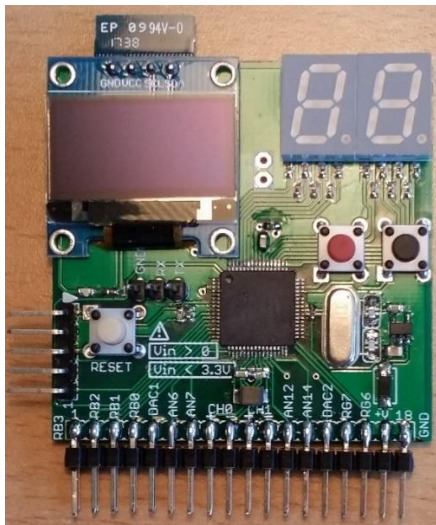


FIGURA 22 Imagen de la placa de evaluación empleada.

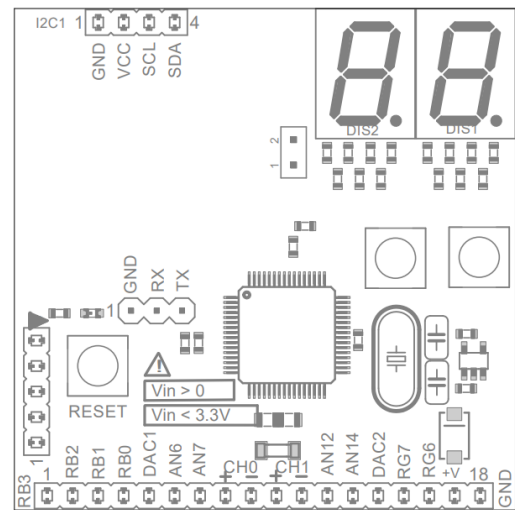


FIGURA 23 Imagen esquemática de la placa de evaluación empleada.

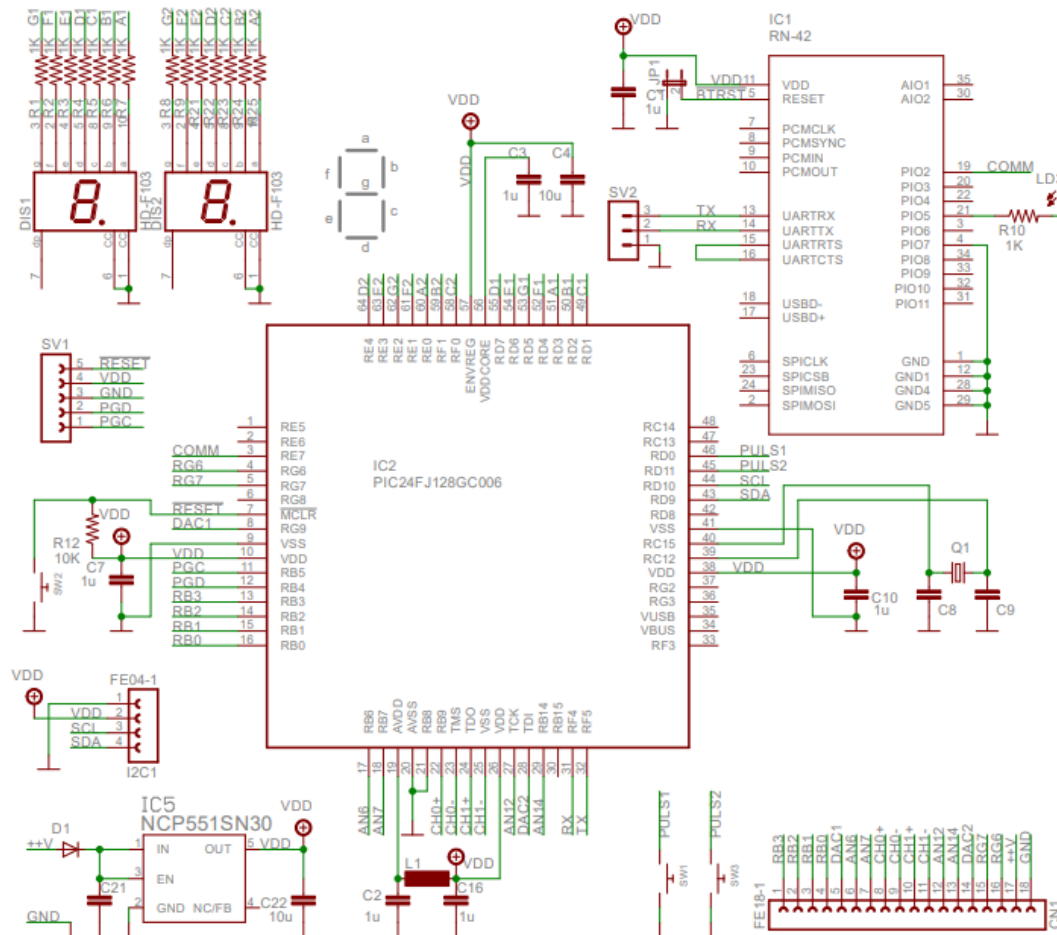


FIGURA 24 Circuito esquemático de la placa de evaluación empleada.

4.7 Alimentación

Como se observa en la figura 25 la alimentación del sistema se realiza en dos niveles de tensión: 3.3V, para el Bluetooth, el microcontrolador y los LEDs; y 1.8V, en el caso del integrado MAX30100. Así, a partir de una fuente común de 5V y empleando dos reguladores de tensión, es posible alimentar a todos los componentes. Por un lado, el regulador de 5V a 3.3V es el que se encuentra en la placa de evaluación, el NCP5515N30. Por otro, el regulador de 3.3V a 1.8V forma parte de la PCB de diseñada para el dispositivo NIRS y se trata del MCP1811AT-018 (Microchip).

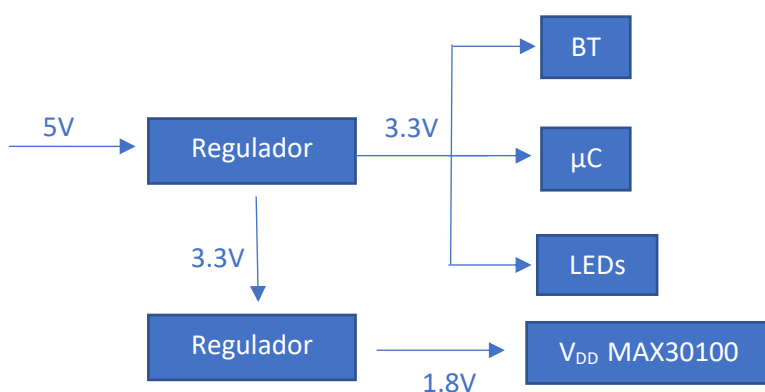


FIGURA 25 Diagrama de funcionamiento de la alimentación.

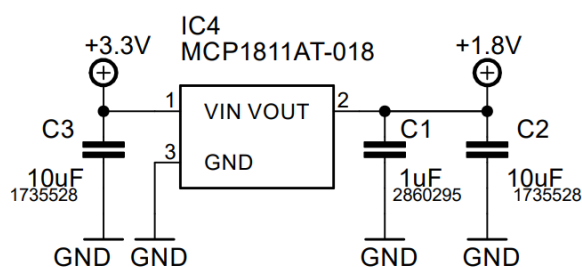


FIGURA 26 Circuito esquemático del regulador.

En la figura 26 se muestra el circuito eléctrico del regulador, que se ha hecho siguiendo las especificaciones de la hoja de datos del componente. En esta, se recomienda utilizar condensadores en la entrada y en la salida para garantizar el correcto funcionamiento del dispositivo y la estabilidad de la tensión de salida.

5. DISEÑO FIRMWARE

El firmware es un soporte lógico inalterable que permite controlar los circuitos electrónicos del hardware. Está constituido por un conjunto de instrucciones de un programa informático registradas en una memoria ROM o flash especialmente dedicada a ello. Se dice que forma parte del hardware por estar siempre integrado en la electrónica, pero que también es parte del software al tratarse de un programa informático. Funciona como punto de unión entre ambos.

En este caso, el firmware se programará en el microcontrolador, en concreto, en la memoria flash que incorpora. Se estructurará en 5 ficheros:

- MAX30100.h: en el que se configura el integrado MAX30100 y se establece la comunicación I²C
- display.h: se configura la pantalla LCD de la placa de evaluación y se muestra un mensaje por pantalla
- bluetooth.h: se inicializa el Bluetooth
- main.h: incluye la configuración del microcontrolador, la función principal en la que se llama al resto de funciones y ficheros...

En los siguientes apartados se explicará en primer lugar algunas consideraciones a tener en cuenta para el control de cada uno de los sistemas, y en segundo lugar se comentará la estructura y funcionamiento de los ficheros.

5.1 Interfaz de comunicación I²C MAX30100 – PIC24

En primer lugar, se explicará el funcionamiento de la interfaz de comunicación I²C entre el MAX30100 y el microcontrolador controlador PIC24. Para ello, se debe prestar especial atención a las especificaciones del fabricante del integrado, detalladas en su hoja de datos, en cuanto al proceso de escritura y lectura con el que se realizará el control.

El MAX30100 cuenta con dos líneas de comunicación I²C, serial data line (SDA) y serial clock line (SCL), que facilitan la comunicación con el maestro a tasas de reloj de hasta 400kHz. Además, dispone de dos direcciones de esclavo, una para operaciones de lectura y otra, de escritura. En la tabla 5, se muestran las dos direcciones en función del valor del bit menos significativo (LSB). Es decir, cuando $R/\bar{W} = 0$ se realiza una operación de escritura. Mientras que, si $R/\bar{W} = 1$ se realiza una operación de lectura.

TABLA 5 Direcciones de escritura y lectura del MAX30100

B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	WRITE ADDRESS	READ ADDRESS
1	0	1	0	1	1	1	R/\bar{W}	0xAE	0xAF

Las transmisiones de datos van enmarcadas por una serie de señales: START (S), REPEATED START (Sr), STOP (P), ACKNOWLEDGE (ACK), NOT-ACKNOWLEDGE (NACK). Como muestra la figura 27, en primer lugar, la señal de START se da cuando hay una transición en SDA de alto a bajo mientras SCL sigue en un valor alto, y es enviada por el maestro antes de iniciar una comunicación con el esclavo. En segundo lugar, la señal REPEATED START es equivalente en formato, y anuncia la continuación de una transmisión. Y, en tercer lugar, la condición de STOP se da cuando hay una transición en SDA de bajo a alto mientras SCL sigue en un valor alto, y es emitida cuando el maestro termina una transmisión, liberando el bus de comunicación I²C.

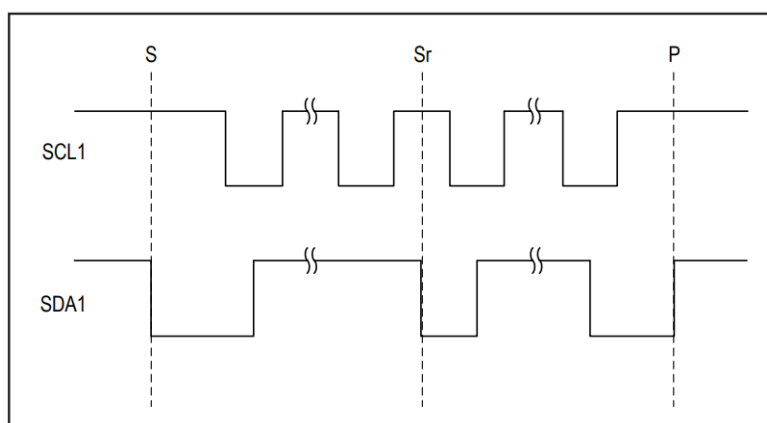


FIGURA 27 Representación de las señales S, Sr y P (extraída de la hoja de datos)

Por otro lado, como muestra la figura 28, la señal de ACKNOWLEDGE, que permite detectar fallos en la transmisión de datos, se da cuando SDA se mantiene en un valor bajo durante el noveno pulso de SCL, teniendo en cuenta que en los primeros ocho pulsos se han transmitido los datos. En cambio, si SDA se mantiene en un nivel alto durante este último pulso, se daría la condición de NOT-ACKNOWLEDGE, señal que se envía cuando el maestro lee el último byte de datos del MAX30100 seguido de la señal de STOP. Es decir, cuando recibe la última palabra de una transmisión.

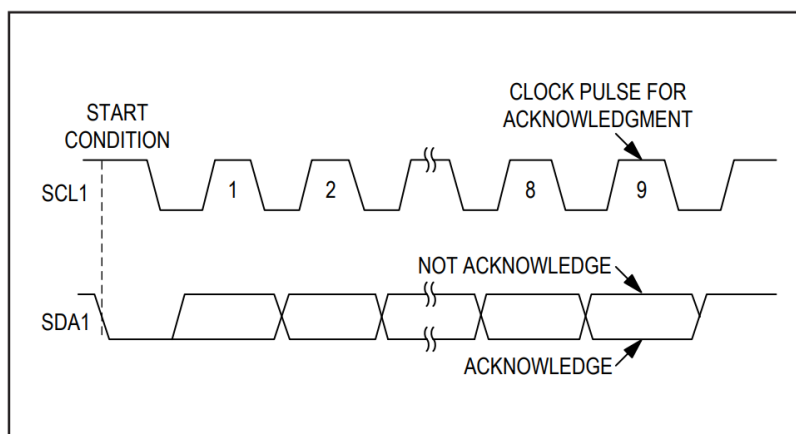


FIGURA 28 Representación de las señales ACK y NACK (extraída de la hoja de datos)

Ahora se procederá a explicar como se realiza, por un lado, la escritura de datos en el dispositivo, y por otro, la lectura.

Secuencia de escritura (WRITE)

En la secuencia de escritura, el maestro debe enviar en primer lugar el identificador del esclavo correspondiente a una operación de escritura (0xAE) seguido de la dirección del registro en la que se desea realizar. A continuación, se transmite la palabra de 8 bits a escribir. Todo ello debe ir enmarcado por las señales antes comentadas como se observa en la figura 29, en la que se representa el proceso completo.

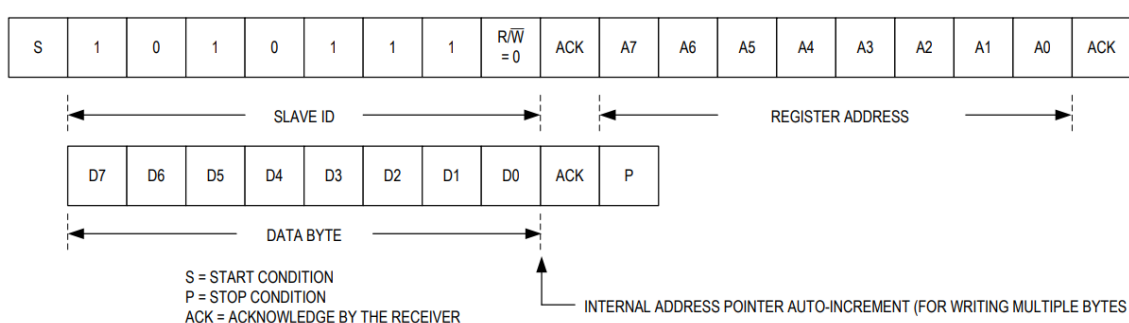


FIGURA 29 Representación de la secuencia de escritura (extraída de la hoja de datos)

Por otro lado, el fabricante remarca también que el puntero de la dirección de registro se autoincrementa después de cada palabra de datos recibida, de manera que los datos adicionales enviados rellenan los registros en orden. Esto permite escribir el banco de registros entero de una vez.

Secuencia de lectura (READ)

Para ejecutar una secuencia de lectura es necesario realizar dos operaciones. En primer lugar, una comunicación de escritura, en la que el maestro envía la dirección del registro a la cual quiere acceder, como se ha descrito en el apartado anterior, pero sin el STOP final. En segundo lugar, una operación de lectura en la que se transmite un REPEATED START seguido del identificador de lectura (0xAF). A continuación, el MAX30100 inicia el envío de datos. De nuevo, el puntero de dirección de lectura se incrementa automáticamente de manera que el dispositivo continúa enviando datos de las siguientes direcciones de manera ordenada hasta que recibe la señal de STOP.

Sin embargo, en este caso el incremento automático sucede en todos los registros excepto en el FIFO_DATA Register. Al llegar a este, el puntero se mantiene constante al leer nuevos datos para poder recibir todos los datos almacenados en la FIFO. Para leer el siguiente registro sería necesario realizar una operación de escritura adicional.

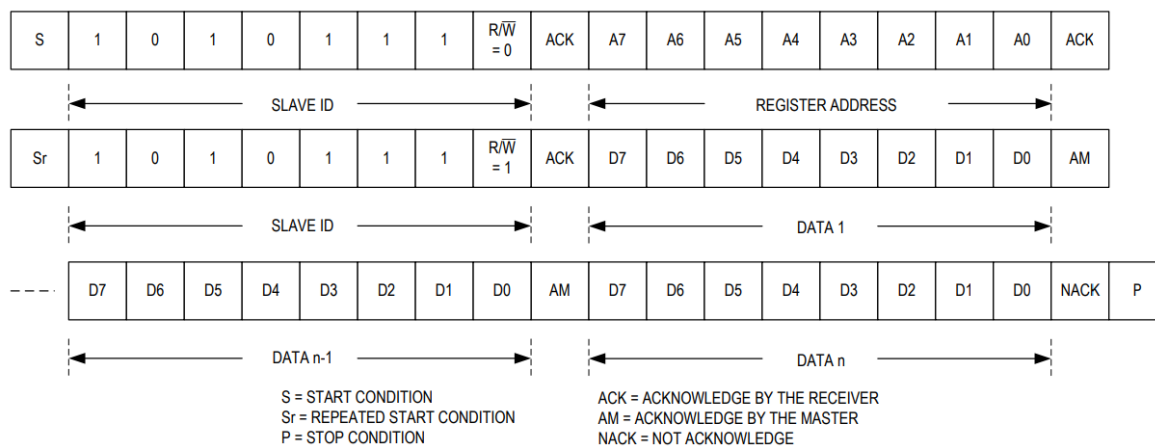


FIGURA 30 Representación de la secuencia de lectura (extraída de la hoja de datos)

En la figura 30, queda representada como se realiza una secuencia de lectura de varios datos de forma seguida.

REGISTER	B7	B6	B5	B4	B3	B2	B1	B0	REG ADDR	POR STATE	R/W
STATUS											
Interrupt Status	A_FULL	TEMP_RDY	HR_RDY	SPO2_RDY				PWR_RDY	0x00	0x00	R
Interrupt Enable	ENB_A_FULL	ENB_TEMP_RDY	ENB_HR_RDY	ENB_SPO2_RDY					0x01	0x00	R/W
FIFO											
FIFO Write Pointer					FIFO_WR_PTR[3:0]				0x02	0x00	R/W
Over Flow Counter					OVF_COUNTER[3:0]				0x03	0x00	R/W
FIFO Read Pointer					FIFO_RD_PTR[3:0]				0x04	0x00	R/W
FIFO Data Register	FIFO_DATA[7:0]								0x05	0x00	R/W
CONFIGURATION											
Mode Configuration	SHDN	RESET			TEMP_EN	MODE[2:0]			0x06	0x00	R/W
SPO2 Configuration		SPO2_HI_RES_EN	RESERVED	SPO2_SR[2:0]			LED_PW[1:0]		0x07	0x00	R/W
RESERVED									0x08	0x00	R/W
LED Configuration	RED_PA[3:0]			IR_PA[3:0]					0x09	0x00	R/W
RESERVED									0x0A - 0x15	0x00	R/W
TEMPERATURE											
Temp_Integer	TINT[7:0]								0x16	0x00	R/W
Temp_Fraction					TFRAC[3:0]				0x17	0x00	R/W
RESERVED									0x8D	0x00	R/W
PART ID											
Revision ID	REV_ID[7:0]								0xFE	0XX*	R
Part ID	PART_ID[7]								0xFF	0x11	R/W

*XX denotes any 2-digit hexadecimal number (00 to FF). Contact Maxim Integrated for the Revision ID number assigned for your product.

FIGURA 31 Estructura de todos los registros del MAX30100 (extraída de la hoja de datos)

5.2 Control alimentación de los LEDs

Para controlar la alimentación de los LEDs a través de los MOSFETs se requiere de 3 entradas digitales que tomen un valor alto cuando se quiera mantener los LEDs encendidos y un valor bajo para mantenerlos apagados. Para ello se ha decidido hacer uso de los pines 5, 13 y 14 (RG7, RB3 y RB2) que son 3 pines digitales de entrada y salida (GPIOs) fácilmente accesibles del microcontrolador a través de la placa de evaluación como se muestra en el esquemático.

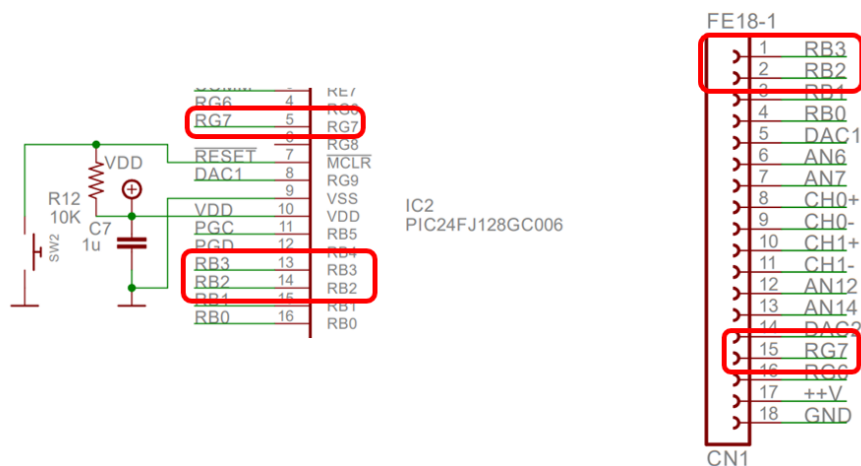


FIGURA 32 Representación de los GPIOs seleccionados en la placa de evaluación

De esta forma, se puede tratar el conjunto como una señal LEDS de 3 bits en la que hay un solo bit a 1 que va cambiando de posición periódicamente.

5.3 Comunicación UART RN42-PIC24

La comunicación entre el microcontrolador y el módulo Bluetooth se realizará mediante protocolo UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter). Se trata de una comunicación serie que utiliza principalmente dos registros: uno de transmisión de datos (Tx) y otro de recepción (Rx). Aunque, adicionalmente cabe la posibilidad de utilizar otros dos registros de control y de señales de sincronización (RTS y CTS).

La sincronización de la transmisión y recepción se realiza con un START bit al inicio, seguido de los bits de datos y para finalizar un STOP bit.

5.4 Programa principal

En el programa principal se engloban el resto de los ficheros, se realiza la configuración del microcontrolador y las tareas que este debe realizar. En primer lugar, se incluye la librería que contiene los datos del microcontrolador que se va a utilizar en esta aplicación.

```
#include <24FJ128GC006.h> // Librería del microcontrolador
```

En segundo lugar, se realiza activan la características del microcontrolador y se define la frecuencia de reloj (velocidad del cristal).

```
#fuses ICSP1, NOWDT, HS, PR // Configuración microcontrolador  
#use delay(clock=11059200) // Frecuencia del oscilador
```

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

En tercer lugar, aparece la definición de dos estados ON y OFF para poner a 1 y a 0 los pines digitales de forma más cómoda y facilitar la lectura posterior del código.

```
#define ON( pin)    output_high(pin) // Macro: pone a 1 pin
#define OFF(pin)    output_low( pin) // Macro: pone a 0 pin
```

Posteriormente, se incluyen el resto de los ficheros, a los que se harán referencia a través de la llamada a sus diferentes funciones.

```
#include "display.h"    // Librería del LCD grafico
#include "bluetooth.h"  // Librería del BT RN-42
#include "7segmentos.h" // Librería de los 7 segmentos
#include "MAX30100.h"   // Librería del circuito integrado
```

Se definen, también, dos pulsadores conectados a dos pines del PIC.

```
#define PULS1 PIN_D0    // Pin del pulsador de la izquierda
#define PULS2 PIN_D11  // Pin del pulsador de la derecha
```

Seguidamente, se declaran dos variables (externas, sin signo y enteras de 8 bits) para los datos en crudo que llegan del MAX30100 de la detección de luz del LED rojo e infrarrojo detectada.

```
extern unsigned int rawIRValue;    //Lectura ADC opto infrarrojo
extern unsigned int rawRedValue;   //Lectura ADC opto rojo
```

Se declara también un vector con los valores de las intensidades que se deciden configurar para cada uno de los 6 LEDs (2 LEDs para cada distancia). Se trata de un vector compuesto de 3 palabras (una para cada distancia) de 8 bits, en las que los 4 bits de mayor peso definen la intensidad que debe pasar por el LED rojo y los de menor, la que tiene circular por el LED infrarrojo. Según se define en la hoja de datos del integrado, se pueden seleccionar diferentes intensidades y configurarlas en el registro LED. La elección de valores se realiza a través de una serie de pruebas en el laboratorio para elegir los óptimos.

```
unsigned int cnf[3]={    MAX30100_LED_CURR_17_4mA << 4    // RED1
                        | MAX30100_LED_CURR_20_8mA,      // IR_1
MAX30100_LED_CURR_30_6mA << 4    // RED2
                        | MAX30100_LED_CURR_37mA,       // IR_2
MAX30100_LED_CURR_46_8mA << 4    // RED3
                        | MAX30100_LED_CURR_50mA };     // IR_3
```

En la siguiente línea de código se declara otro vector para definir los tres pines a través de los cuales se controla la activación de los MOSFETs y, por tanto, el funcionamiento de los LEDs.

```
unsigned int slot[3]={ PIN_B2, PIN_B3, PIN_G7};
```

A continuación, se desarrolla la función principal (main) del código. Esta comienza con la declaración de las variables *c*, que servirá para controlar el número de medidas realizadas; y la variable *distancia*, para controlar cada uno de los emisores colocados a tres distancias diferentes.

En la figura 33 se propone un diagrama de flujo a modo de esquema para explicar el funcionamiento de la función main. Básicamente, la idea central es ejecutar un bucle infinito que emita una primera señal a modo de marca de inicio (55 AA 55 AA) y luego recoge y envía 20 datos (por ejemplo, aunque se podría variar este número) para cada una de las 3 distancias en las que se encuentra el MAX30100.

Se debe puntualizar algunas cuestiones con respecto a la secuencia:

- Al final de cada ejecución del bucle se realiza una comprobación de que el Bluetooth sigue conectado, para que en caso de que no sea así, se vuelva a comenzar.
- El vaciado del buffer se hace realizando una lectura completa de la FIFO, por si ha quedado algún dato de anteriores ejecuciones.
- Los datos se envían al Bluetooth a través de 4 palabras de 8 bits cada una, 2 para cada LED.

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

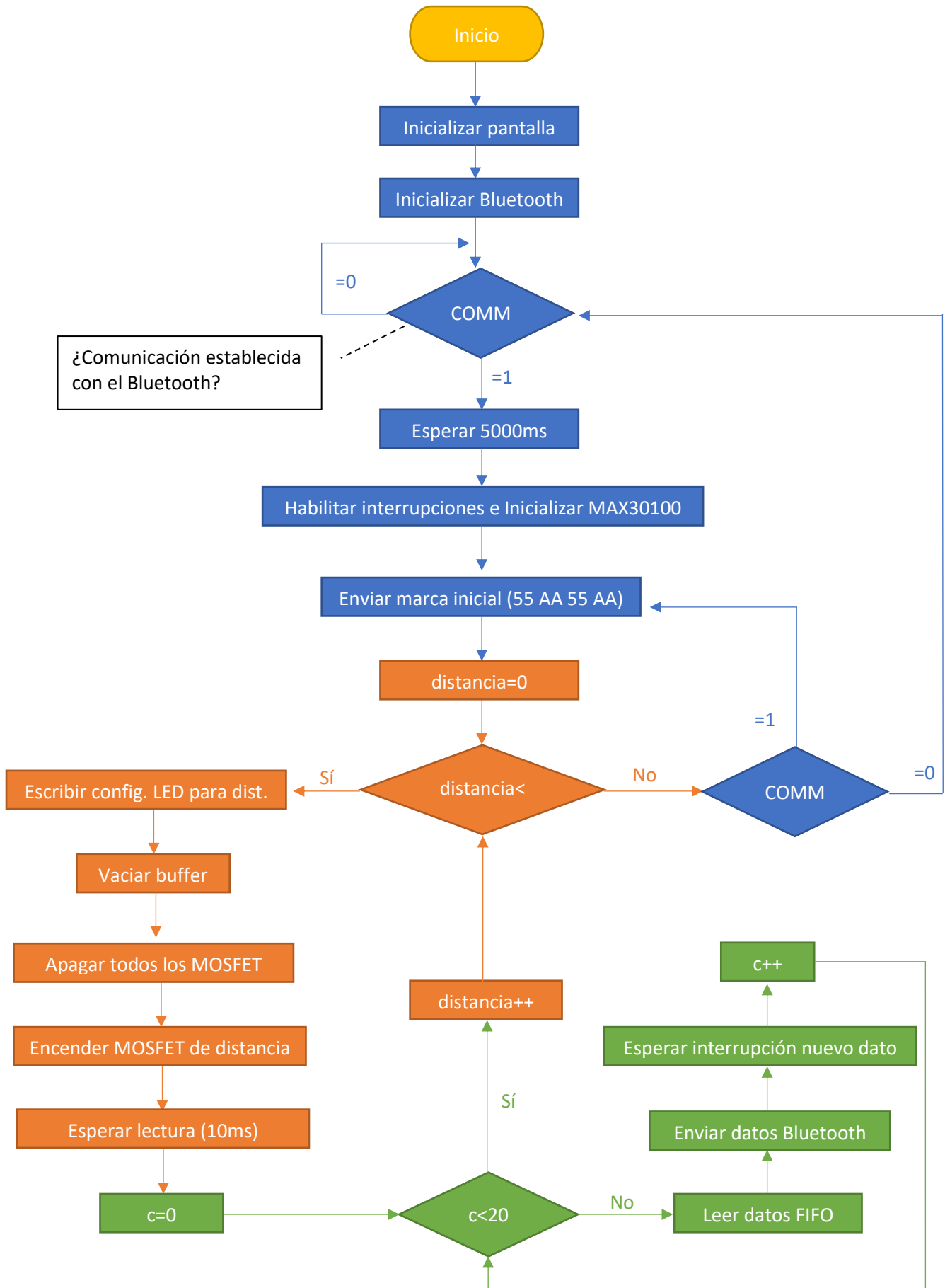


FIGURA 33 Diagrama de flujo de la función principal del firmware

5.5 Bluetooth.h

En este apartado se explicará el código incluido en el archivo Bluetooth.h. En primer lugar, se declaran los pines del microcontrolador a través de los cuales se va a realizar la comunicación y los registros que se van a utilizar. Estos últimos están definidos en la hoja de datos del PIC24. En concreto, en el UART Register Map, del que se ha extraído la figura 34 en la que se describe el registro de estado y control.

```
#pin_select U1TX = PIN_F5
#pin_select U1RX = PIN_F4
//-----
#use rs232(UART1,baud=115200,STREAM=BT)
//-----
#define COMM PIN_E7
//-----
#word U1STA = 0x0222
#byte U1TXREG = 0x0224
#byte U1RXREG = 0x0226
```

REGISTER 18-2: UxSTA: UARTx STATUS AND CONTROL REGISTER

R/W-0	R/W-0	R/W-0	U-0	R/W-0, HC	R/W-0	R-0, HSC	R-1, HSC
UTXISEL1	UTXINV ⁽¹⁾	UTXISEL0	—	UTXBRK	UTXEN ⁽²⁾	UTXBF	TRMT
bit 15						bit 8	
R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-1, HSC	R-0, HSC	R-0, HSC	R/C-0, HS	R-0, HSC
URXISEL1	URXISEL0	ADDEN	RIDLE	PERR	FERR	OERR	URXDA
bit 7						bit 0	

- bit 9 **UTXBF:** UARTx Transmit Buffer Full Status bit (read-only)
 1 = Transmit buffer is full
 0 = Transmit buffer is not full, at least one more character can be written
- bit 0 **URXDA:** UARTx Receive Buffer Data Available bit (read-only)
 1 = Receive buffer has data, at least one more character can be read
 0 = Receive buffer is empty

FIGURA 34 Registro U1STA y descripción del bit 0

Por otro lado, la función `uart_isr` realiza la transmisión de datos cuando se genera una interrupción, siempre que el buffer de transmisión no esté lleno.

```
unsigned int8 cnt=0, InBuff[256];
#int_rda
void uart_isr(void)
{
    while(bit_test(U1STA,0))
    {
        InBuff[cnt++]=U1RXREG;
    }
}
```

Por último, la función `initBT` realiza la inicialización del módulo. Para ello se ha consultado “Bluetooth Command Reference & Advanced Information User’s Guide” del RN42, disponible en la página web de Microchip.

```
void initBT(void)
{
    clear_interrupt(INT_RDA); enable_interrupts(INT_RDA);

    fprintf(BT,"$$$");    delay_ms(100); // enter command mode
    fprintf(BT,"SF,1\r"); delay_ms(500); // to factory defaults
    fprintf(BT,"SA,0\r"); delay_ms(500); // set 'Open mode'
    fprintf(BT,"R,1\r");  delay_ms(500); // forces a reboot
}
```

5.6 MAX30100.h

En este apartado se explicará el código incluido en el archivo `MAX30100.h`. Para empezar, se hace un definición de todos los registros, direcciones, modos de funcionamiento y variables siguiendo la hoja de datos del componente. De esta forma, se facilita tanto la escritura como lectura de código.

A continuación, se desarrollan una serie de funciones que permitirán la ejecución del programa principal. Por un lado, `writeRegister` realiza la secuencia de escritura descrita en el apartado 4.2.1 a partir de la dirección y el dato indicados en la llamada a la función.

```
void writeRegister(unsigned int8 address,unsigned int8 data)
{
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS);
    i2c_write (address);
    i2c_write (data);
    i2c_stop ();
}
```

Del mismo modo, la función `readRegister` devuelve la lectura de un dato de la dirección indicada en la llamada.

```
unsigned int8 readRegister(unsigned int8 address)
{
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS);
    i2c_write (address);
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS | 0x01);
    leído = i2c_read(FALSE);
    i2c_stop();
    return(leído);
}
```

Por otro lado, queda implementada la función `MAX30100_init`, utilizada en la función principal. Esta, realiza la configuración del integrado en cuanto a modos de funcionamiento, corriente de los LEDs, ancho de pulso... siguiendo el diagrama de flujo mostrado en la figura 35.

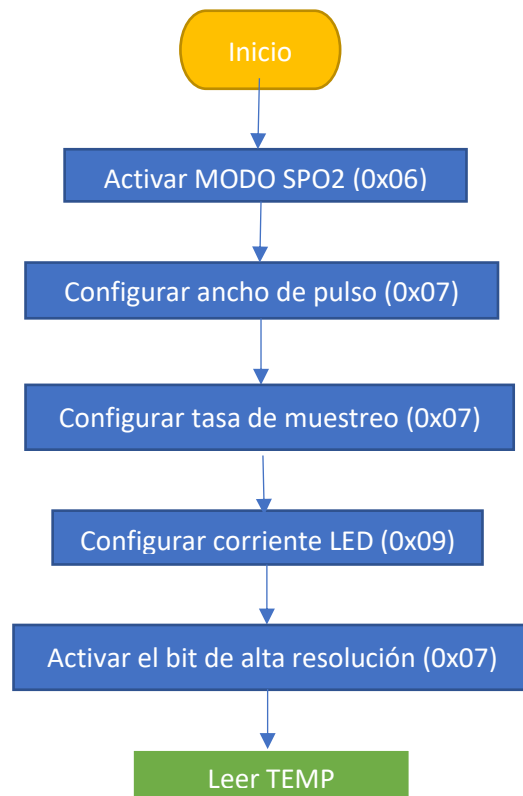


FIGURA 35 Diagrama de flujo de la función MAX30100_init

Para la lectura de la temperatura, se ha implementado la función MAX30100_temperature. Esta, sigue el diagrama de flujo mostrado en la figura 36.

Debe tenerse en cuenta que el bit 3 de Mode Configuration (TEMP_EN) funciona de manera que, una vez activado realiza una única medida de la temperatura y se pone automáticamente a cero cuando ha terminado la medición. Además, la lectura queda registrada en dos direcciones, una para la parte entera y otra para la parte decimal, que se almacena en incrementos de 0.0625°C según el fabricante.

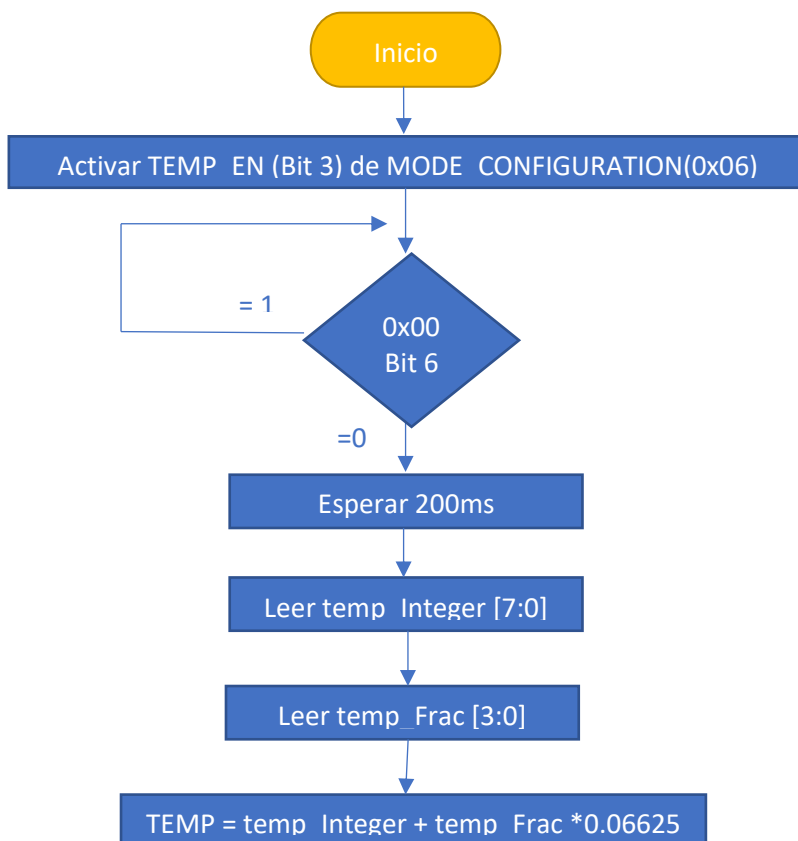


FIGURA 36 Diagrama de flujo de la función MAX30100_temperature

Por último, la función MAX30100readFIFO se ha implementado siguiendo una estructura similar a la readRegister, aunque en este caso se realiza la lectura del registro de datos de la FIFO cuatro veces, agrupando después los datos leídos en una palabra de datos de 16 bits para la lectura del LED infrarrojo (rawIRValue) y otra, para el LED rojo (rawRedValue).

```
void MAX30100_readFIFO(void)
{
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS);
    i2c_write (MAX30100_REG_FIFO_DATA);
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS | 0x01);
    IR_MSB = i2c_read(TRUE);
    IR_LSB = i2c_read(TRUE);
    RED_MSB = i2c_read(TRUE);
    RED_LSB = i2c_read(FALSE);
    i2c_stop ();

    rawIRValue = make16(IR_MSB,IR_LSB);
    rawRedValue = make16(RED_MSB,RED_LSB);
}
```

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

6. PRUEBAS Y RESULTADOS

Llegado este punto, se explicará cuál es el prototipo final con el que se han desarrollado las pruebas de validación, así como el procedimiento para realizarlas. Finalmente se comentarán los datos obtenidos.

En la figura 37, inferior, se puede observar el montaje del sistema completo con el que se realizarán las pruebas.

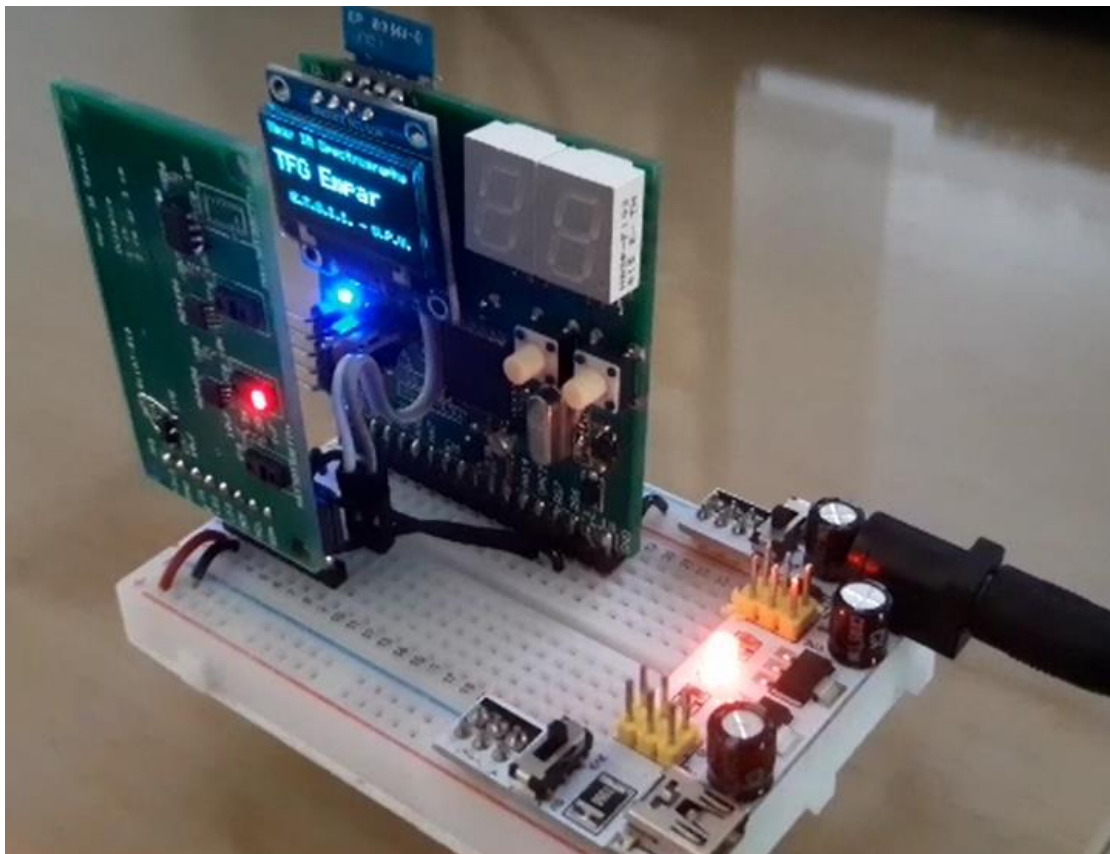


FIGURA 37 Montaje del sistema completo.

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

En las figuras 38 y 39, se muestra la cara superior e inferior de la PCB fabricada para el desarrollo del proyecto.

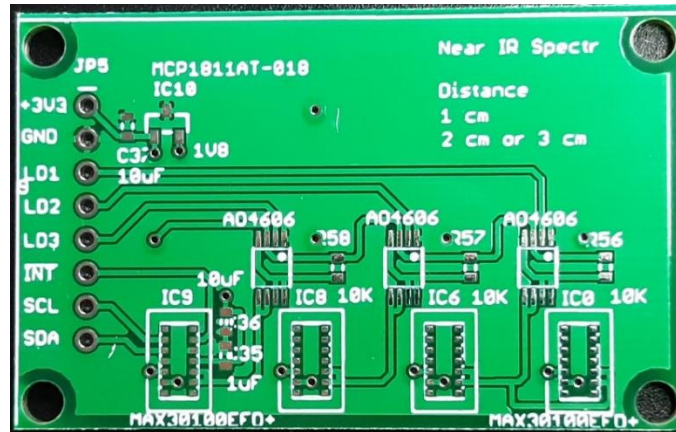


FIGURA 38 PCB impresa, cara superior

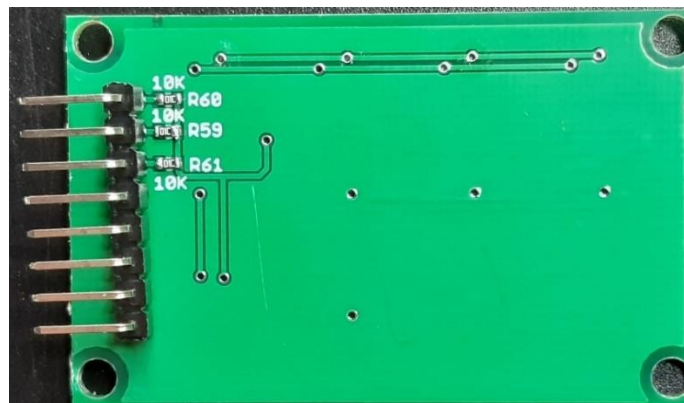


FIGURA 39 PCB impresa cara inferior.

En cuanto al desarrollo de las pruebas, el primer paso es programar el microcontrolador con el firmware diseñado. El PIC24, a través de la tecnología ICSP (In Circuit Serial Programming), permite ser programado en el propio circuito en el que está montado sin tener que extraerlo. Esto ofrece varias ventajas: permite utilizar la placa de evaluación para diferentes proyectos, ofrece la posibilidad de realizar rectificaciones o actualizaciones en el código y facilita en gran medida la tarea de programación. En este sentido, basta con conectar un programador a uno de los 3 canales ICSP que incluye el PIC y cargar el código compilado desde el ordenador a través del software de desarrollo MPLAB.

En el caso del presente proyecto se utilizará como programador el PICKIT 3 y se conectará al canal ICSP1. En la figura 40 se observa cómo se realiza la conexión:

- \overline{RST} : Se conecta al pin 7 \overline{MCLR} (MasterClear) del microcontrolador.
- V_{DD} : Voltaje de alimentación del PIC. Se conecta al pin 10 (V_{DD}).
- GND : Conexión a tierra. Se conecta al pin 9 (V_{SS}).
- PGD : Línea de datos para realizar la escritura, lectura y verificación en la memoria de programa (Flash). Se conecta al pin 16 (PGED1).
- PGC : Señal de reloj para la sincronización. Se conecta al pin 15 (PGEC1).

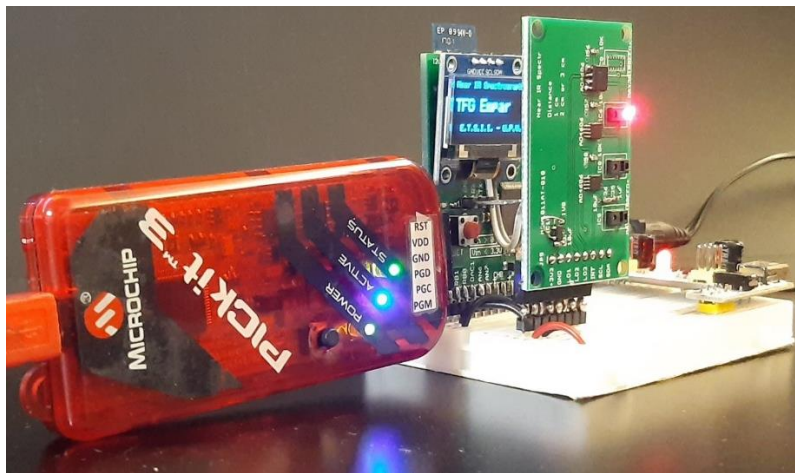


FIGURA 40 Programación del microcontrolador

Una vez se ha programado, se procede al montaje de la PCB fabricada en una protoboard junto con la placa de evaluación, para conectarlo a una alimentación convencional de 5V a través de un conector jack.

Una vez se tiene montado el prototipo, se realiza un sencillo ensayo para verificar su correcto funcionamiento, es decir, que es capaz de obtenerse una señal de la que poder extraer conclusiones acerca de la actividad metabólica del cerebro. Para ello, se coloca el dispositivo en la zona frontal de la cabeza para efectuar una adquisición de datos durante dos minutos estructurados de la siguiente forma:

- Durante el primer minuto, más o menos, simplemente se recogen datos del estado en reposo del usuario.
- Al inicio del segundo minuto se pone música hasta finalizar la prueba y se toman datos del usuario en este nuevo estado.

Al terminar la adquisición de datos, que quedan grabados en un documento de texto siguiendo una estructura similar a la de la figura 41, se lleva a cabo un procesado de la señal en Excel. Así, se importa a la hoja de cálculo y se agrupan las medidas por cada una de las tres distancias de los emisores, pues se recuerda que la estructura de adquisición es la siguiente: una marca inicial (55 AA 55 AA) y 20 medidas sucesivas para cada

distancia. Además, cada medida, escrita por filas en formato hexadecimal, consiste en 2 palabras para el LED infrarrojo seguidas de otras 2 palabras para el LED rojo.

```
55 AA 55 AA
6B C5 57 81
75 68 5E F1
75 84 5F 05
75 87 5F 11
75 84 5F 18
75 84 5F 18
75 7D 5F 24
75 8C 5F 1A
75 78 5F 19
75 7F 5F 17
```

FIGURA 41 Ejemplo de datos medidos y grabados en un documento de texto.

Después de realizar la agrupación, se lleva a cabo una conversión para obtener una palabra en formato decimal para cada LED. A partir aquí, una vez eliminados los puntos atípicos, se promedian las secuencias de 20 datos y se representan. En este caso se ha utilizado la herramienta de representación y análisis SigmaPlot, aunque bien podría haberse utilizado cualquier otra.

Finalmente, en la figura 42 se muestra una representación de los resultados obtenidos en las pruebas. Así, se puede observar que en la segunda parte del ensayo hay un cambio de tendencia en todas las distancias, sobre todo en la señal del LED infrarrojo. Concretamente, este última experimenta un claro descenso en la intensidad de la señal captada por el detector, mientras que en la del LED rojo se observa un ligero incremento. Esto, recordando que como se muestra en la figura 3 la oxihemoglobina (HbO) presenta una mayor absorción de luz en longitudes de onda cercanas al infrarrojo y la desoxihemoglobina (HbR), en la cercana al rojo, implicaría una disminución de la saturación de oxígeno en el momento en que empieza a sonar la música.

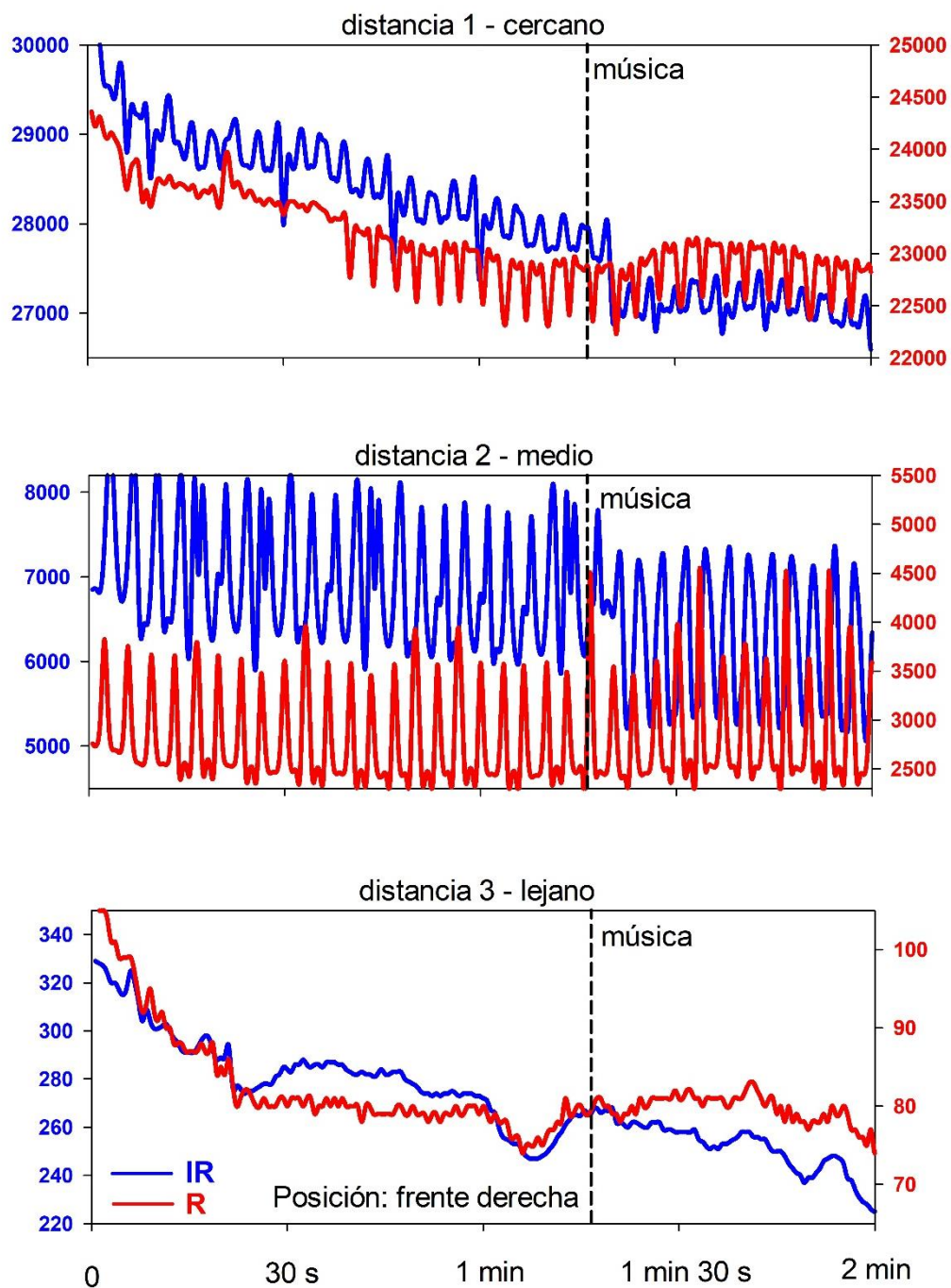


FIGURA 42 Representación de los resultados obtenidos durante el ensayo

En definitiva, se comprueba la validez del sistema para captar cambios locales en la actividad cerebral a partir de la intensidad de luz reflejada en el tejido de monitorización.

7. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS DE INVESTIGACIÓN

A modo de recopilación, el resultado del presente proyecto es un dispositivo de captación de actividad metabólica compuesto por una tarjeta de circuito impreso (PCB), diseñada a partir del integrado MAX30100, conectada a una placa de evaluación que incluye el microcontrolador que maneja el dispositivo y un módulo bluetooth para enviar los datos recogidos de forma inalámbrica.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos y descritos en el apartado anterior, se puede concluir que, en general, se ha cumplido con los objetivos establecidos. Aunque cabe señalar que, por limitaciones de tiempo, no se ha podido probar la diferencia de actividad cerebral entre hemisferio izquierdo y derecho. Para ello hubiera sido necesario replicar el diseño y realizar un segundo ensayo colocando un dispositivo en cada hemisferio, realizando una adquisición simultánea para poder compararla.

Otro aspecto que no ha quedado completamente desarrollado por el factor tiempo es la portabilidad del sistema. Aunque es cierto que el envío de la señal de forma inalámbrica era el principal objetivo por alcanzar en este aspecto y se ha cumplido, existe una dependencia por parte del sistema de la placa de evaluación. En este sentido, hubiera ganado en comodidad para el usuario si, una vez comprobada la viabilidad del sistema, se hubiera diseñado una carcasa que se adaptara al usuario y que incluyera todos los elementos necesarios.

Sin embargo, merece la pena subrayar que el desarrollo del proyecto ha sido muy beneficioso y estimulante como última etapa del grado, a pesar incluso de haberse desarrollado en el ambiente de confinamiento derivado de la crisis del Covid-19. El trabajo ha permitido profundizar en el área de la electrónica y adquirir nuevos conocimientos en cuanto al diseño de circuitos electrónicos, el uso de herramientas como Eagle, la programación en C, la instrumentación electrónica... Además, aplicar estos conocimientos a un campo de investigación como la biomedicina y teniendo en cuenta la relevancia que están adquiriendo este tipo de dispositivos en los últimos años, ha resultado ser una experiencia muy satisfactoria.

Por último, en cuanto a posibles líneas de investigación, la mejor opción sería desarrollar las limitaciones del proyecto ya comentadas. Esto es, por un lado, replicar dispositivo para poder obtener una señal simultánea de ambos hemisferios que permitiera comparar una diferencia de actividad.

Por otro lado, integrar todos los componentes, incluidos el Bluetooth y el microcontrolador, en un único módulo y diseñar una carcasa en la que colocarlo de forma que permitiera al producto ser portátil y cómodo de utilizar para el usuario. De la misma manera, para garantizar la portabilidad, también sería preciso rediseñar la alimentación del circuito. Es decir, que, a partir de una batería recargable para facilitar el uso de los posibles usuarios, se pudiera alimentar todo el sistema.

Además, sería conveniente también realizar un programa que procesara los datos obtenidos en el ordenador automáticamente y ofreciera unos resultados que pudieran ser fácilmente interpretables por los usuarios. Otras tareas que podría realizar, y que mejorarían la precisión de los datos obtenidos, son una calibración del sistema en función de la temperatura detectada y ajustar la intensidad de los LEDs de forma automática al valor óptimo de entre los disponibles según el fabricante del MAX30100.

En cualquier caso y para finalizar, debe destacarse que la realización de este proyecto ofrece una base de desarrollo para productos compactos, sencillos y no invasivos de monitoreo de actividad cerebral. Por lo que, a partir de las líneas de investigación mencionadas, sería posible diseñar un producto comercializable que ofrece grandes ventajas frente a otras técnicas existentes y con mayor implantación (MRI, PET, EEG) como son su sencillez, bajo coste y portabilidad.

7. REFERENCIAS

- Bluetooth Command Reference & Advanced Information User's Guide*. (s.f.). Obtenido de http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/bluetooth_cr_UG-v1.0r.pdf
- Boylestad, R. L., & Nashelsky, L. (2009). *Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos*. México: Pearson Educación.
- CCS C Compiler Manual. (Marzo de 2019). *Manual*. Obtenido de http://www.ccsinfo.com/downloads/ccs_c_manual.pdf
- (s.f.). *Datasheet MAX30100 - Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health*. Recuperado el Marzo de 2020, de <https://www.maximintegrated.com/en/products/sensors/MAX30100.html>
- Datasheet MCP1811A/11B/12A/12B (Microchip) - Ultra-Low Quiescent Current LDO Regulator for Long-Life Battery-Powered Applications. (s.f.). Recuperado el Mayo de 2020, de <https://www.microchip.com/sitesearch/search/All/MCP1811>
- Datasheet PIC24FJ128GC010 FAMILY (Microchip) - 16-Bit Flash Microcontrollers with 12-Bit Pipeline A/D,. (s.f.). Recuperado el 2020 de Abril, de <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/PIC24FJ128GC006>
- Datasheet RN42/RN42N (Microchip) - Class 2 Bluetooth® Module with EDR Support. (s.f.). Recuperado el Mayo de 2020, de <https://www.microchip.com/wwwproducts/en/RN42>
- Dix, L. M., van Bel, F., & Lemmers, P. m. (2017). Monitoring Cerebral Oxynation in Neonates: An Update. *Frontiers in pediatrics*. Obtenido de <https://doi.org/10.3389/fped.2017.00046>
- Fazli, S., Menhert, J., Steinbrick, J., & Curio, G. (2 de Enero de 2012). Enhanced performance by a hybrid NIRS–EEG brain computer interface. *Neuroimage*, 52, 519-529. Obtenido de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1053811911008792>
- Floyd, T. L. (2006). *Fundamentos de sistemas digitales*. Madrid: Pearson Educación.
- Frédéric Lange, I. T. (2019). *Clinical Brain Monitoring with Time Domain NIRS: A Review and Future Perspectives*.
- González Cruz, M. C., Sánchez Romero, M. Á., & Gómez-Senent, E. (2015). *Proyectos*. Valencia: Editorial Universitat Politècnica de València.
- González, J. V., Arenas, O. A., & González, V. V. (2010). Semiología de los Signos vitales: una mirada novedosa a un problema vigente. *Archivos de Medicina (Manizales)*, 221-240.

- Lerma, J. (2015). El cerebro. Ese gran reto. *Revista Nº 183 de la Sociedad española de Bioquímica y Biología molecular - El cerebro. Ese gran reto.*, 4.
- López-Herranz, P. (2003). Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación. *Revista Médica del Hospital General de México*.
- Lühmann, A. v. (2018). *OpenNIRS.org*. Obtenido de <http://www.opennirs.org/>
- Marx Anna-Maria, E. A.-C. (2015). Near-infrared spectroscopy (NIRS) neurofeedback as a treatment for children with attention deficit hyperactivity disorder (ADHD)—a pilot study. *Frontiers in Human Neuroscience*, 8, 1038. Obtenido de <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fnhum.2014.01038>
- Maxim EE Glossary*. (s.f.). Obtenido de <https://www.maximintegrated.com/en/glossary/index.mvp>
- Ors Carot, R., Martí Campoy, A., Pérez Jiménez, A. J., Gracia Morán, J., & Saiz Adalid, L. J. (s.f.). *Apuntes de informática industrial*. Valencia: Editorial Universitat Politècnica de València.
- Pérez, J. I. (2017). Pigmentos respiratorios. *Cuaderno de Cultura Científica*.
- Real Decreto Legislativo 2/2015, de 23 de octubre, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley del Estatuto de los Trabajadores. (s.f.). *Estatuto de los trabajadores*. Recuperado el 15 de Junio de 2020, de <https://www.boe.es/buscar/doc.php?id=BOE-A-2015-11430>
- REGLAMENTO (UE) 2017/745 DEL PARLAMENTO EUROPEO Y DEL CONSEJO . (5 de Abril de 2017). *Reglamentos (UE)*.
- TRIPLNLACE*. (11 de 06 de 2020). Obtenido de <https://triplenlace.com/>
- UNE-EN-60601-1-2 Equipos electromédicos. (s.f.). *Norma española*.
- Vera, L. F. (2010). LA HEMOGLOBINA: UNA MOLÉCULA PRODIGIOSA. *Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales.*, 213-232.
- Yoshino, K., Oka, N., Yamamoto, K., Takahashi, H., & Kato, T. (24 de Diciembre de 2013). Functional brain imaging using near-infrared spectroscopy during actual driving on an expressway. Recuperado el 20 de Mayo de 2020, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3871711/>

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE CAPTACIÓN DE
ACTIVIDAD METABÓLICA POR TÉCNICAS DE PULSIOXIMETRÍA
INFRARROJA DE CAMPO CERCANO.**

Documento 2

PRESUPUESTO

Empar Pinedo Puig

Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

Curso: 19/20

1. PRESUPUESTO

Para la elaboración del presupuesto del presente proyecto se ha optado por considerar 4 unidades de obra, que a su vez se han ordenado en dos grupos de la siguiente manera:

1. *Diseño del sistema*

- 1.1. Diseño y fabricación de la tarjeta de circuito impreso a través del programa Eagle
- 1.2. Programación Firmware del dispositivo con el programa informático MPLAB, el compilador CCS y el depurador PICKIT3

2. *Realización del ensayo*

- 2.1. Construcción del dispositivo final con la placa de evaluación que incluye el PIC, el módulo Bluetooth y el regulador de voltaje
- 2.2. Toma de medidas y análisis de la viabilidad del dispositivo

1.1 Cuadro de precios nº1: Precio de la mano de obra.

En el presupuesto de la mano de obra se ha supuesto que todo el trabajo es realizado por una ingeniera recién titulada del Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales.

Cuadro de precios de la mano de obra			
Código	Unidades	Descripción	Precio
MO01	h	Ingeniero en Tecnologías Industriales	25.00

1.2 Cuadro de precios nº2: Precios de los materiales

En este caso se han diferenciado en dos tablas distintas el precio de los materiales, tabla 2, y el precio de los equipos, tabla 3. Cabe señalar algunas consideraciones que se han tenido en cuenta para la realización de este cuadro de precios:

- Para el cálculo del precio de los equipos, se ha utilizado una amortización lineal calculada en la tabla 4. Para ello, se ha considerado que el número de horas anuales que se emplea cada equipo se corresponde con las horas anuales marcadas por el estatuto laboral de los trabajadores para la jornada laboral máxima de 40 horas semanales, que son 1736 horas. (Real Decreto Legislativo 2/2015, de 23 de octubre, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley del Estatuto de los Trabajadores.)
- Para el cálculo del precio de la placa de evaluación, al tratarse de un elemento ya disponible en el laboratorio, se ha estimado a partir del valor de los elementos más significativos que incluye: el PIC24FJ128GC006, el módulo Bluetooth RN42, la pantalla LCD, las dos pantallas LED de 7 segmentos...

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

- Aunque el software Eagle utilizado se ha obtenido a través de la Universitat Politècnica de València con una licencia gratuita que existe para estudiantes, se ha considerado el precio de mercado de un año de licencia de Fusion 360 de Autodesk, que incluye el programa de diseño de PCBs Eagle.

TABLA 1 Cuadro de precios unitarios de los materiales

Cuadro de precios de los materiales				
Código	Unidades	Descripción	Código compra	Precio
MAT01	Ud.	Circuito integrado MAX30100 (Microchip)		8.00
MAT02	Ud.	Placa que integra el PIC, el módulo RN42 y el regulador de voltaje		50.00
MAT03	Ud.	PCB impresa en		10.00
MAT04	Ud.	Regulador de voltaje MCP1811AT-018 (Microchip)	MCP1811AT-018/TT	0.27
MAT05	Ud.	MOSFET Doble, Canal N y P Complementario, 30 V, 5.5 A, 0.028 ohm	DMC3028LSD	0.68
MAT06	Ud.	Resistencia 10K, 400mW, 1%	MBA02040C1002FC100	0.16
MAT07	Ud.	Condensador cerámico 1µF	C0603X105J8RACAUTO	0.10
MAT08	Ud.	Condesador cerámico 10µF	GRM188R60J106ME47D	0.35

TABLA 2 Cuadro de precios unitarios de los equipos

Cuadro de precios de los equipos			
Código	Unidades	Descripción	Precio
EQ01	Ud.	Ordenador Lenovo	0.07
EQ02	Ud.	Software Eagle	0.26
EQ03	Ud.	Software MPLAB	0.00
EQ04	Ud.	Compilador CCS	0.15
EQ05	Ud.	Pick-it 3	0.01

TABLA 3 Cuadro de amortización de los equipos

	Precio de compra	Precio residual	Vida útil (años)	Vida útil (meses)	Coste (€/hora*)
Ordenador Lenovo Ideapad 360	600.00	70	5	60	0.069124
Software Eagle	445.00	0	1	12	0.256336
MPLAB	-	0	2	24	0
Compilador CCS PCWHD	535.00	0	2	24	0.15409
Pick-it 3	51.11	0	3	36	0.009814

1.3 Cuadro de precios nº3: Precios unitarios

En este apartado se desarrolla el precio unitario para cada unidad de obra. Aunque se realiza a partir de los precios descompuestos desarrollados en el siguiente apartado, tradicionalmente el cuadro de precios unitarios se coloca antes en el documento del presupuesto.

TABLA 4 Cuadro de precios unitarios de la unidad de obra 1.1

Código	Unidades	Descripción	Cantidad	Precio	Importe
1.1	Ud.	Diseño y fabricación de la tarjeta de circuito impreso a través del programa Eagle		1596.42	
MIL QUINIENTOS NOVENTA Y SEIS EUROS CON CUARENTA Y DOS CÉNTIMOS					

TABLA 5 Cuadro de precios unitarios de la unidad de obra 1.2

Código	Unidades	Descripción	Cantidad	Precio	Importe
1.2	Ud.	Programación Firmware del dispositivo con el programa informático MPLAB, el compilador CCS y el depurador PICKIT3		1060.39	
MIL SESENTA EUROS CON TREINTA Y NUEVE CÉNTIMOS					

TABLA 6 Cuadro de precios unitarios de la unidad de obra 2.1

Código	Unidades	Descripción	Cantidad	Precio	Importe
2.1	Ud.	Construcción del dispositivo final con la placa de evaluación que incluye el PIC, el módulo Bluetooth y el regulador de voltaje		676.62	
SEISCIENTOS NOVENTA Y SIETE EUROS CON SESENTA Y CUATRO CÉNTIMOS					

TABLA 7 Cuadro de precios unitarios de la unidad de obra 2.2

Código	Unidades	Descripción	Cantidad	Precio	Importe
2.2	Ud.	Toma de medidas y análisis de la viabilidad del dispositivo		787.95	
		SETECIENTOS OCHENTA Y SIETE EUROS CON NOVENTA Y CINCO CÉNTIMOS			

1.4 Cuadro de precios nº4: Precios descompuestos

En este apartado se muestra el cuadro de precios descompuestos para cada unidad de obra. En este, además de cada uno de los materiales, equipos y mano de obra, se ha añadido también un porcentaje de costes. En primer lugar, los Costes Directos Complementarios son aquellos costes directos que son difíciles de cuantificar y que, por tanto, no aparecen especificados en la descomposición. Se calculan como un porcentaje estimado de la suma de Costes Directos. En segundo lugar, los Costes Indirectos son los gastos de ejecución que no se pueden imputar directamente a unidades de obra concretas, sino que se refieren al conjunto. Estos se calculan como un porcentaje estimado de la suma de Costes Directos y Costes Directos Complementarios.

TABLA 8 Cuadro de precios descompuestos de la unidad de obra 1.1

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO	IMPORTE
1.1	Ud.	Diseño y fabricación de la tarjeta de circuito impreso a través del programa Eagle		1596.42	
MO01	h	Ingeniero en Tecnologías Industriales	60	25.00	1500.00
EQ01	h	Ordenador Lenovo	60	0.07	4.15
EQ02	h	Software Eagle	60	0.26	15.38
	%	Costes Directos Complementarios (CDC)	0.02	1519.53	30.39
	%	Costes Indirectos (CI)	0.03	1549.92	46.50

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

TABLA 9 Cuadro de precios descompuestos de la unidad de obra 1.2

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO	IMPORTE
1.2	Ud.	Programación Firmware del dispositivo con el programa informático MPLAB, el compilador CCS y el depurador PICKIT3		1060.39	
MO01	h	Ingeniero en Tecnologías Industriales	40	25.00	1000.00
EQ01	h	Ordenador Lenovo	40	0.07	2.76
EQ03	h	Software MPLAB	40	0.00	0.00
EQ04	h	Compilador CCS	40	0.15	6.16
EQ05	h	Pickit 3	40	0.01	0.39
	%	Costes Directos Complementarios (CDC)	0.02	1009.32	20.19
	%	Costes Indirectos (CI)	0.03	1029.51	30.89

TABLA 10 Cuadro de precios descompuestos de la unidad de obra 2.1

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO	IMPORTE
2.1	Ud.	Construcción del dispositivo final con la placa de evaluación que incluye el PIC, el módulo Bluetooth y el regulador de voltaje		676.62	
MO01	h	Ingeniero en Tecnologías Industriales	20	25.00	500.00
MAT01	h	Circuito integrado MAX30100 (Microchip)	10	8.00	80.00
MAT02	Ud.	Placa de evaluación	1	50.00	50.00
MAT03	Ud.	PCB impresa en	1	10.00	10.00
MAT04	Ud.	Regulador de voltaje MCP1811AT-018 (Microchip)	1	0.27	0.27
MAT05	Ud.	MOSFET Doble, Canal N y P Complementario, 30 V, 5.5 A, 0.028 ohm	3	0.68	2.04
MAT06	Ud.	Resistencia 10K	6	0.16	0.94
MAT07	Ud.	Condensador Cerámico 1µF	1	0.10	0.10
MAT08	Ud.	Condesador Cerámico 10µF	2	0.35	0.70
	%	Costes Directos Complementarios (CDC)	0.02	644.04	12.88
	%	Costes Indirectos (CI)	0.03	656.92	19.71

TABLA 11 Cuadro de precios descompuestos de la unidad de obra 2.2

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO	IMPORTE
2.2	Ud.	Toma de medidas y análisis de la viabilidad del dispositivo		787.95	
MO01	h	Ingeniero en Tecnologías Industriales	30	25.00	750.00
	%	Costes Directos Complementarios (CDC)	0.02	750.00	15.00
	%	Costes Indirectos (CI)	0.03	765.00	22.95

1.5 Presupuesto de inversión

Por último, en este apartado se presenta: el presupuesto de ejecución material, obtenido a partir de la suma del coste de todas las unidades de obra; el presupuesto de ejecución por contrata, obtenido de sumar al último un porcentaje por gastos generales y un porcentaje de beneficio industrial; el presupuesto base de licitación, al sumar el 21% de IVA.

TABLA 12 Presupuesto de inversión

CÓDIGO	Unidades	Unidad de obra	Cantidad	Precio	Importe
1		Diseño del sistema	1	2656.81	2656.81
1.1	Ud.	Diseño y fabricación de la tarjeta de circuito impreso a través del programa Eagle	1	1596.42	1596.42
1.2	Ud.	Programación Firmware del dispositivo con el programa informático MPLAB, el compilador CCS y el depurador PICKIT3	1	1060.39	1060.39
2		Realización del ensayo	1	1464.57	1464.57
2.1	Ud.	Construcción del dispositivo final con la placa de evaluación que incluye el PIC, el módulo Bluetooth y el regulador de voltaje	1	676.62	676.62
2.2	Ud.	Toma de medidas y análisis de la viabilidad del dispositivo	1	787.95	787.95
Presupuesto de Ejecución Material (PEM)				4121.38	
20% Gastos Generales				824.28	
6% Beneficio Industrial				247.28	
Presupuesto de Ejecución por Contrata (PEC)				5192.94	
21% IVA				1090.52	
Presupuesto Base de Licitación				6283.46	

El presupuesto de inversión asciende a SEIS MIL DOSCIENTOS OCHENTA Y TRES EUROS CON CUARENTA Y SEIS CÉNTIMOS.

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE CAPTACIÓN DE
ACTIVIDAD METABÓLICA POR TÉCNICAS DE PULSIOXIMETRÍA
INFRARROJA DE CAMPO CERCANO.**

Documento 3

PLIEGO DE CONDICIONES

Empar Pinedo Puig
Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales
Curso: 19/20

1. ALCANCE

En el presente documento se pretende recoger las exigencias de índole técnica y legal que han de regir la ejecución del proyecto de desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano.

1.1. Unidades de obra

Las unidades de obra a realizar serán cuatro, que se han agrupado de la siguiente forma.

1. Diseño del sistema.

1.1. Diseño y fabricación de la tarjeta de circuito impreso a través del programa Eagle.

Se abordará el diseño del circuito eléctrico del dispositivo a partir de la utilización del integrado MAX30100 fabricado por Microchip, siguiendo las especificaciones marcadas en la hoja de datos del producto y adoptando los valores recomendados. Se establecerán las conexiones de alimentación, las de comunicación I²C con el microcontrolador y las de control de la alimentación de los LEDs. Debe prestarse especial atención en el diseño, a la distancia entre los diferentes integrados MAX30100 que componen el dispositivo para una correcta obtención de datos posteriormente. Finalmente, la fabricación de la PCB se encargará a una empresa externa.

1.2. Programación Firmware del dispositivo con el programa informático MPLAB, el compilador CCS y el depurador PICKIT3.

Se programará el microcontrolador para realizar el control del dispositivo, la recolección de datos y el envío a un ordenador a través de un módulo de conexión inalámbrica. Para ello, se utilizará un entorno de programación en C y se prestará atención a la hoja de datos de cada uno de los dispositivos utilizados.

2. Realización del ensayo.

2.1. Construcción del dispositivo final con la placa de evaluación que incluye el PIC, el módulo Bluetooth y el regulador de voltaje.

Para la construcción del dispositivo con el que realizar el ensayo se utilizará la placa de circuito impreso diseñada y una placa de evaluación que incluya el microcontrolador y el módulo Bluetooth para el envío de datos.

2.2. Toma de medidas y análisis de la viabilidad del dispositivo.

2.CONDICIONES GENERALES

2.1. Normativa

En este apartado se explicará cuál es la normativa a la que debe prestar atención en el diseño y fabricación en caso de comercialización de un producto con fines sanitarios como es el desarrollado en el presente proyecto: dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano. Por este motivo, se deberán seguir las normas y directrices marcadas en el Reglamento (UE) 2017/745 del Parlamento y del Consejo de 5 de abril de 2017 sobre los productos sanitarios, que entró en vigor el 25 de mayo de 2017 y es aplicable a partir del 26 de mayo de 2020.

En primer lugar, cabe destacar que para su comercialización el dispositivo deberá contar con el marcado CE (marcado CE de conformidad) pues *“como norma general, los productos deben ir provistos del marcado CE para mostrar su conformidad con el presente Reglamento, de manera que puedan circular libremente dentro de la Unión y puedan ponerse en servicio con arreglo a su finalidad prevista”*. Este marcado debe estar sujeto a establecido en el artículo 30 del Reglamento (CE) nº 765/2008, y así queda explicitado en el Artículo 20 sobre marcado CE del Capítulo II del Reglamento. Además, como se detalla en la Sección 6 del Artículo 10 sobre las obligaciones generales de los fabricantes: el correcto marcado CE será tarea del fabricante.

Por otro lado, debe hacerse una clasificación del producto para ver que normas deberá seguir. De acuerdo con el Anexo VII, capítulo 3 que define las reglas de clasificación:

“Todos los productos no invasivos se clasifican en la clase I, salvo que sea aplicable alguna de las reglas siguientes.”

Además, según la Regla 10 del capítulo 3 del Anexo VII (descrita en la página 143 del Reglamento):

“Los productos activos con fines de diagnóstico y observación se clasifican en la clase IIa si se destinan a suministrar energía que vaya a ser absorbida por el cuerpo humano, excluidos los productos destinados a la iluminación del organismo del paciente en el espectro visible, en cuyo caso se clasifican en la clase I.”

Por tanto, en el caso del oxímetro desarrollado en este trabajo se tratará como producto sanitario de clase I. Se trata, además, de la clase menos restrictiva.

En cuanto a las directrices marcadas en el Anexo I sobre requisitos generales de seguridad y funcionamiento, se destacan las siguientes como especialmente importantes en el desarrollo del presente producto.

Capítulo I, requisitos generales:

En el diseño del dispositivo deberá tenerse en cuenta que se deben *“reducir los riesgos en la medida de lo posible sin afectar adversamente a la relación beneficio-riesgo”*. En

este sentido, es importante considerar que se trata de un producto que trabaja con bajo voltaje, pero aun así habrá que prestar atención a que no haya fugas de corriente del circuito ni un sobrecalentamiento del equipo que pueda dañar al usuario. Además, el fabricante deberá establecer, aplicar y documentar un sistema de gestión de riesgos.

Capítulo III, requisito relativos al diseño y la fabricación:

De acuerdo con la sección 10, sobre propiedades químicas, físicas y biológicas:

Subsección 10.1: Se deberá diseñar el dispositivo prestando atención a la elección de materiales en cuanto a toxicidad, inflamabilidad y compatibilidad con el tejido biológico, con el que estará en contacto.

De acuerdo con la sección 14, sobre la fabricación de productos e interacción con su entorno:

Subsección 14.1: Teniendo en cuenta que para el funcionamiento del dispositivo se requiere de la conexión a una fuente de alimentación, la conexión debe diseñarse para que el usuario pueda realizarla con un mínimo riesgo.

Subsección 14.2: El diseño y fabricación debe realizarse de manera que se reduzca todo lo posible el riesgo de lesiones teniendo en cuenta sus características físicas como relación volumen/presión, la dimensión y su ergonomía.

Es importante tener en cuenta estos apartados ya que, para su correcto funcionamiento, el dispositivo debe ejercer cierta presión en la cabeza con tal de minimizar el error de medida. Sin embargo, debe prestarse atención a que esta presión no pueda llegar a generar lesiones en el usuario tras un uso prolongado del producto.

Subsección 14.4: El diseño se realizará de manera que su correcta colocación sea sencilla para el usuario con tal de el ajuste, la calibración y el mantenimiento puedan hacerse de forma segura y eficaz.

De acuerdo con la sección 15, sobre productos con función de diagnóstico o de medición:

Subsección 15.1: Al tratarse de un producto para el diagnóstico, para su comercialización deberá garantizarse que proporciona suficiente exactitud y precisión en las mediciones. Además, deben indicarse los límites de exactitud.

Subsección 15.2: Las mediciones efectuadas se expresarán en unidades legales con arreglo a lo dispuesto en la Directiva 80/181/CEE del Consejo.

De acuerdo con la sección 20, sobre protección contra riesgos mecánicos y térmicos:

Subsección 20.1: A través del diseño se protegerá al paciente y a los usuarios frente a a posibles riesgos mecánicos. Para ello, se tendrá en consideración que el dispositivo le resulte cómodo al usuario en su utilización y que no impida sus movimientos.

Subsección 20.4: Hay que prestar atención también al diseño de las conexiones que el usuario debe manipular para que hacerlo sea seguro.

Subsección 20.6: Es importante tener en cuenta que, al ser un dispositivo electrónico, este se calentará en funcionamiento. Sin embargo, la temperatura máxima que alcance no debe suponer un riesgo para el usuario pues, además, estará en contacto con él.

Capítulo VI del reglamento, referente a la evaluación e investigaciones clínicas:

Sección 1: Para la comercialización del producto deberá garantizarse antes que serán seguros y eficaces y no comprometerán la seguridad ni la salud de los usuarios, así como confirmar la aceptabilidad de la relación beneficio-riesgo. Además, el fabricante debe especificar y justificar el nivel de las pruebas clínicas necesarias, que serán las adecuados teniendo en cuenta las características del producto y su finalidad prevista.

3. CONDICIONES PARTICULARES

En este capítulo se desarrollará una lista de los materiales y equipos necesarios para el desarrollo del proyecto, así como de las especificaciones técnicas que deben de cumplir.

3.1. Lista de materiales

TABLA 1 Lista de materiales para el desarrollo del proyecto

Componente	Cantidad (ud.)
Circuito integrado MAX30100 (Microchip)	3
Placa de evaluación que integra el PIC, el módulo RN42 y el regulador de voltaje	1
PCB impresa	1
Regulador de voltaje MCP1811AT-018 (Microchip)	1
MOSFET Doble, Canal N y P Complementario	3
Resistencia 10K, 400mW, 1%	6
Condensador cerámico 1 μ F	1
Condensador cerámico 10 μ F	2

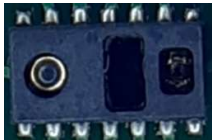

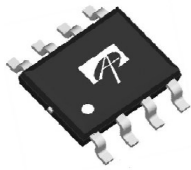
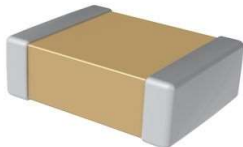


3.2. Lista de equipos

TABLA 2 Lista de equipos necesarios para desarrollar el proyecto


Equipo	Cantidad (ud.)
Ordenador	1
Software de diseño de PCBs	1
Programa de desarrollo de aplicaciones para microcontroladores	1
Compilador CCS	1
Dispositivo de depuración y programación de microcontroladores	1

3.3. Especificaciones técnicas de los materiales

TABLA 3 Tabla de especificaciones técnicas de los componentes

Componente	Especificaciones	Dimensiones
MAX30100 	<ul style="list-style-type: none"> • Integra LEDs, fotosensor y convertidor ADC • Alimentación: 1.8V y 3.3V 	Ancho: 5.6 mm Long.: 2.8 mm Altura: 1.2 mm
Regulador de voltaje MCP1811AT-018 	<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de salida: 1.8V • Voltaje de entrada máx: 5.5V • Voltaje de entrada mín: 1.8V • Corriente de salida: 150mA 	Ancho: 2.1 mm Long.: 2.9 mm Altura: 0.95 mm
MOSFET AO4606 	<ul style="list-style-type: none"> • MOSFET de doble canal, N y P complementario • Vds: 30V • Id: 6.5A • Vgs: 20V, Vgs(th): 3V 	Ancho: 0.23mm Long.: 4.9mm Altura: 1.55mm
Condensador C0603X105J8 RACAUTO 	<ul style="list-style-type: none"> • Condensador cerámico • Capacitancia: 1μF \pm 5% • Tensión nominal: 10V • Encapsulado: 0603 	Ancho: 0.8mm Long.: 1.6mm Altura: 0.8 mm
Condensador GRM188R60J 106ME47D 	<ul style="list-style-type: none"> • Condensador cerámico • Capacitancia: 10μF \pm 20% • Tensión nominal: 6.3V • Encapsulado: 0603 	Ancho: 0.8mm Long.: 1.6mm Altura: 0.8 mm
PIC24FJ128G C006 (Microchip) 	<ul style="list-style-type: none"> • 16 bits • 64 pines • Velocidad CPU: 32MHz • Memoria programa: 128KB • Memoria RAM: 8KB • Alimentación: 2V – 3.6V • Tipo de interfaz integrada: I2C, SPI, UART, USB 	Ancho: 10.1mm Long.: 10.1mm Altura: 1 mm

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

Módulo Bluetooth RN42		<ul style="list-style-type: none">• Versión Bluetooth 2.1• Alimentación: 3.3V - 3.6V• Bluetooth clase 2	Ancho: 13.4mm Long.: 25.8mm Altura: 2.4mm
--------------------------------------	---	---	---

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE CAPTACIÓN DE
ACTIVIDAD METABÓLICA POR TÉCNICAS DE PULSIOXIMETRÍA
INFRARROJA DE CAMPO CERCANO.**

Documento 4

PLANOS

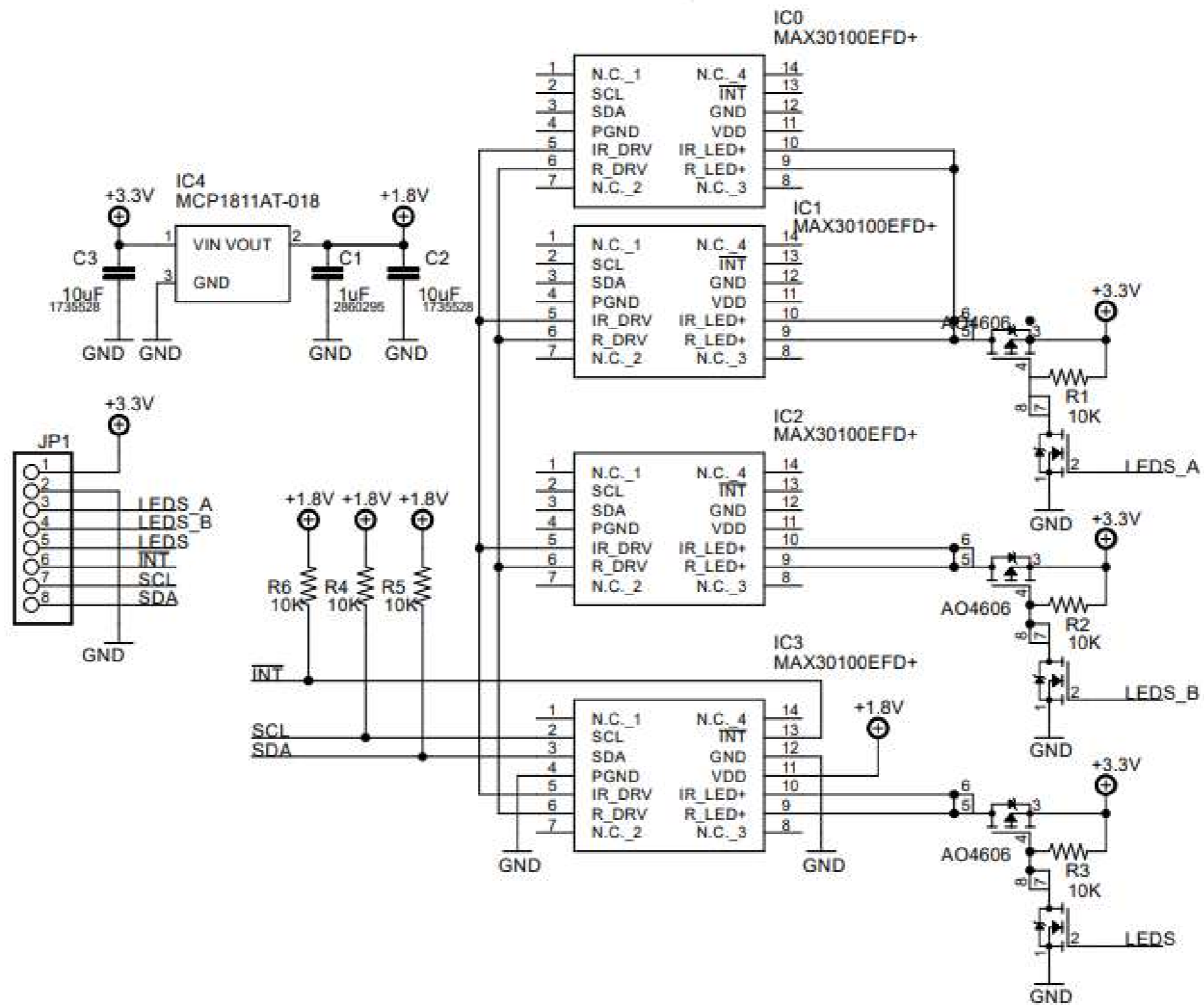
Empar Pinedo Puig

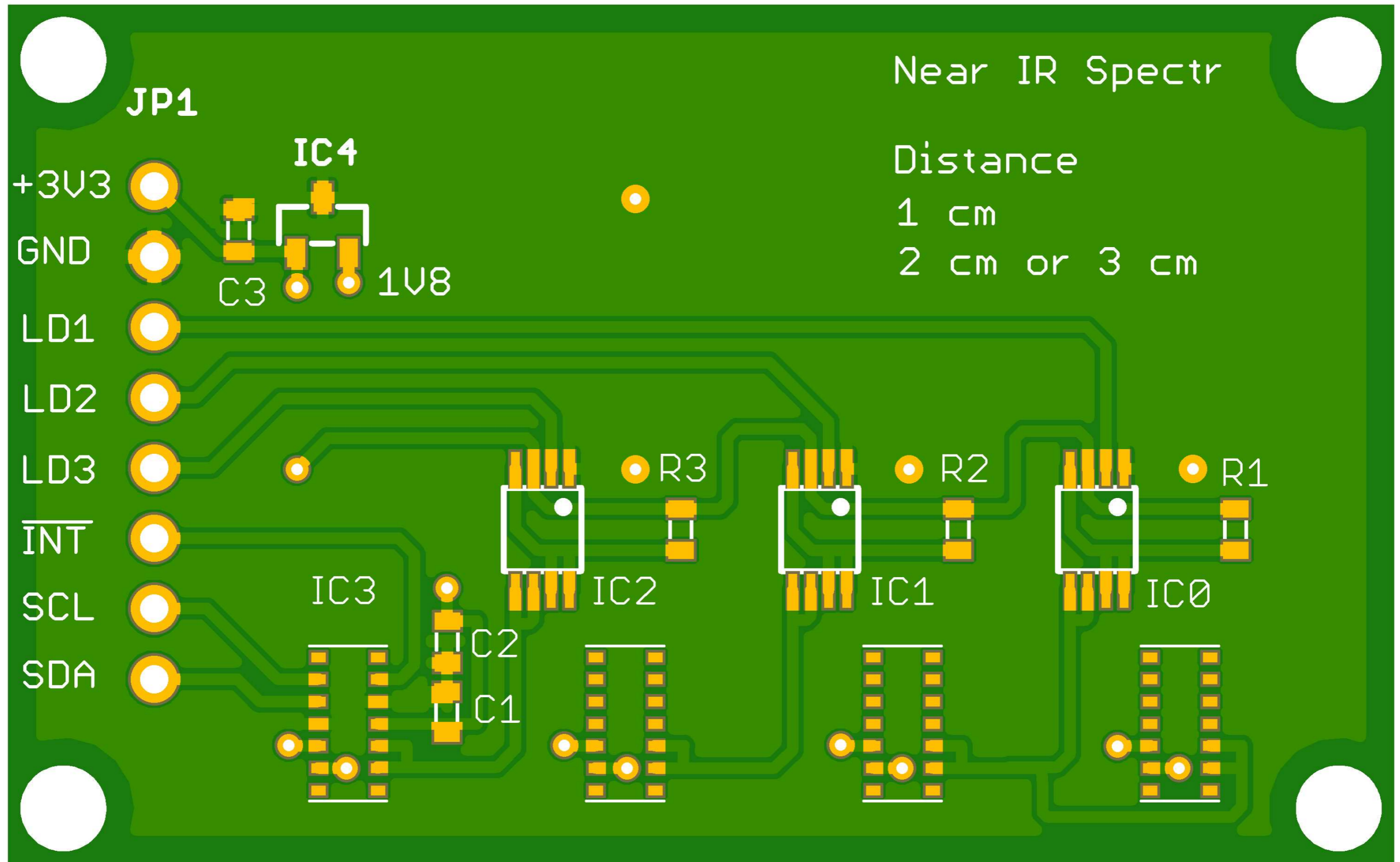
Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales

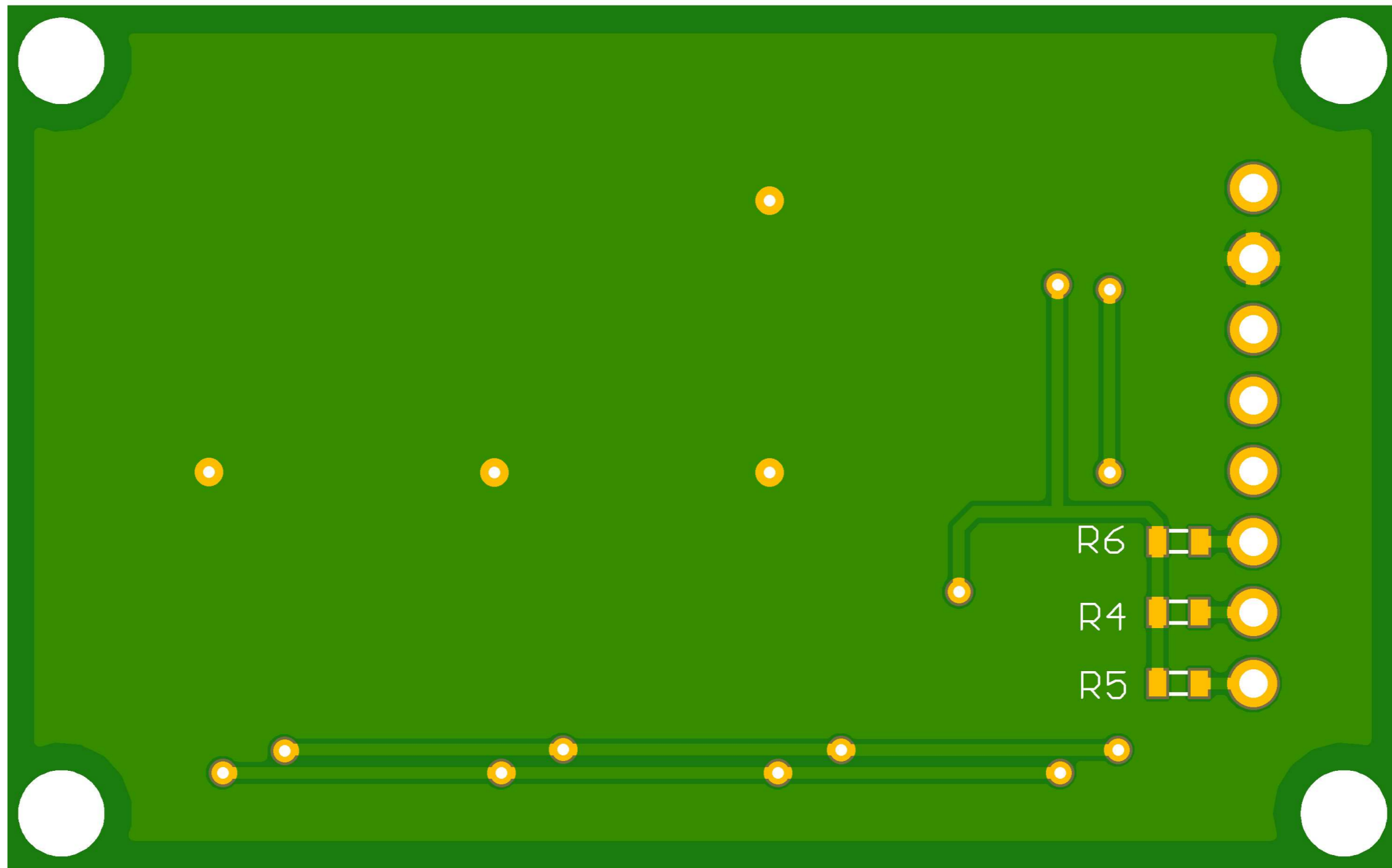
Curso: 19/20

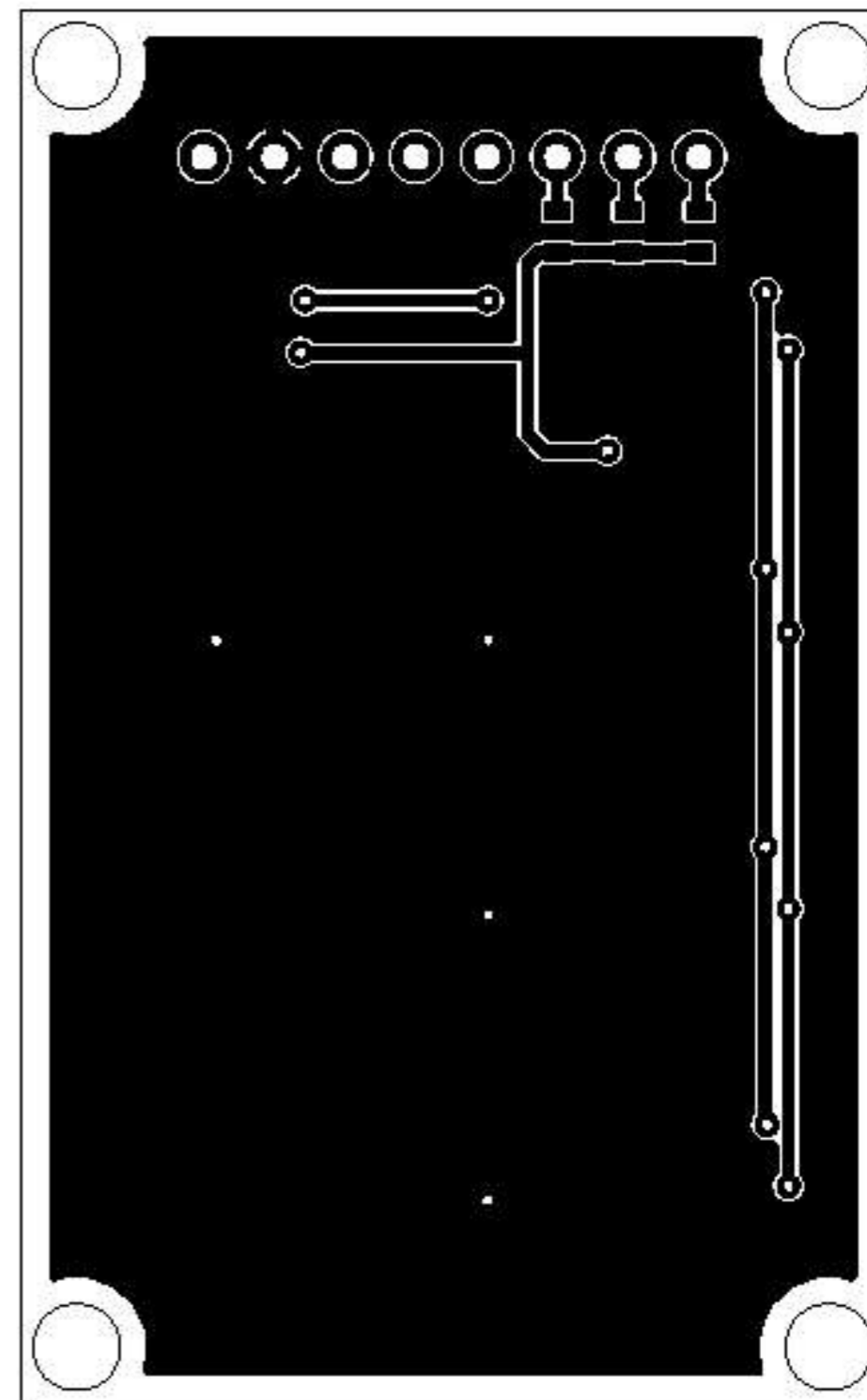
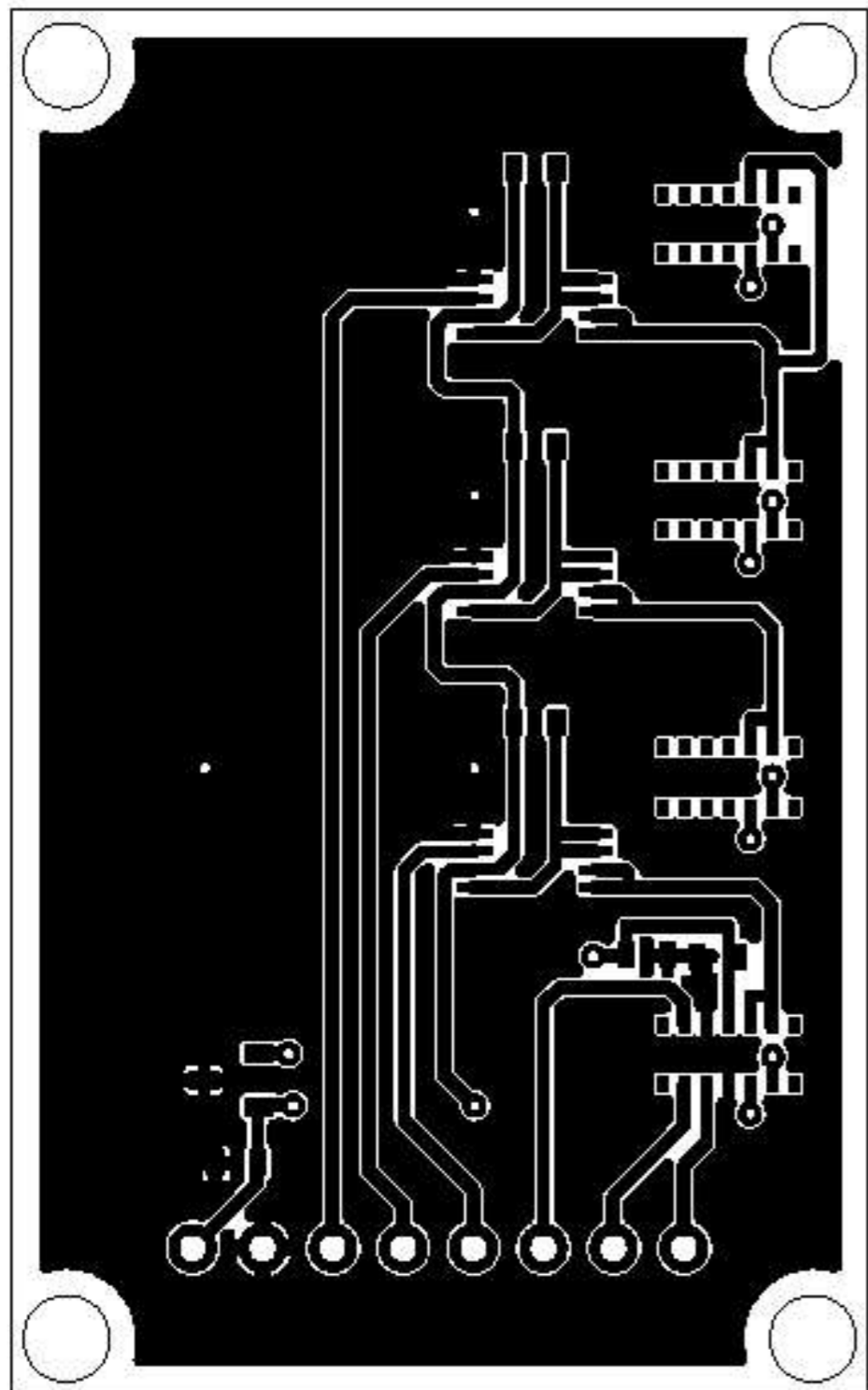
Índice de los planos

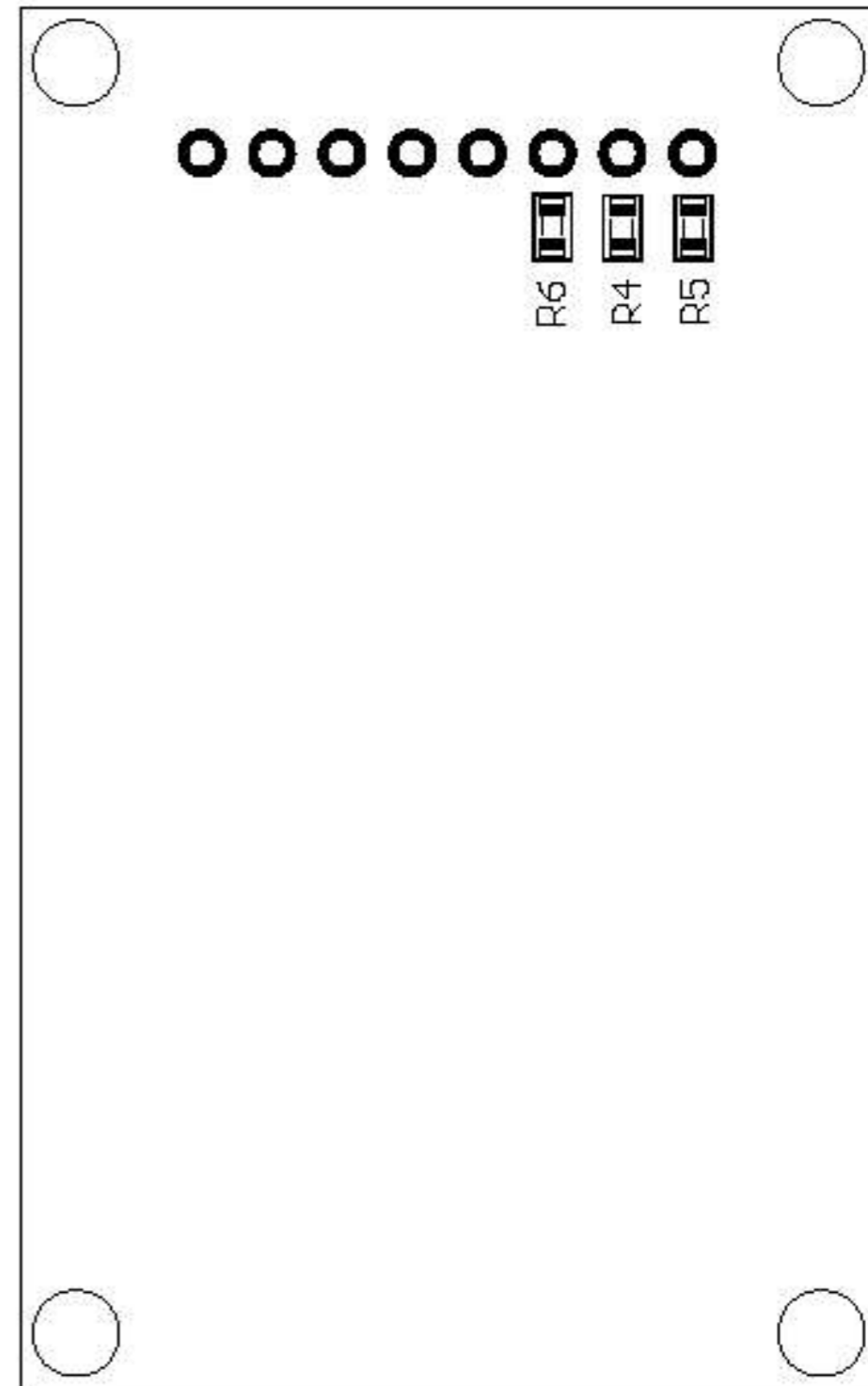
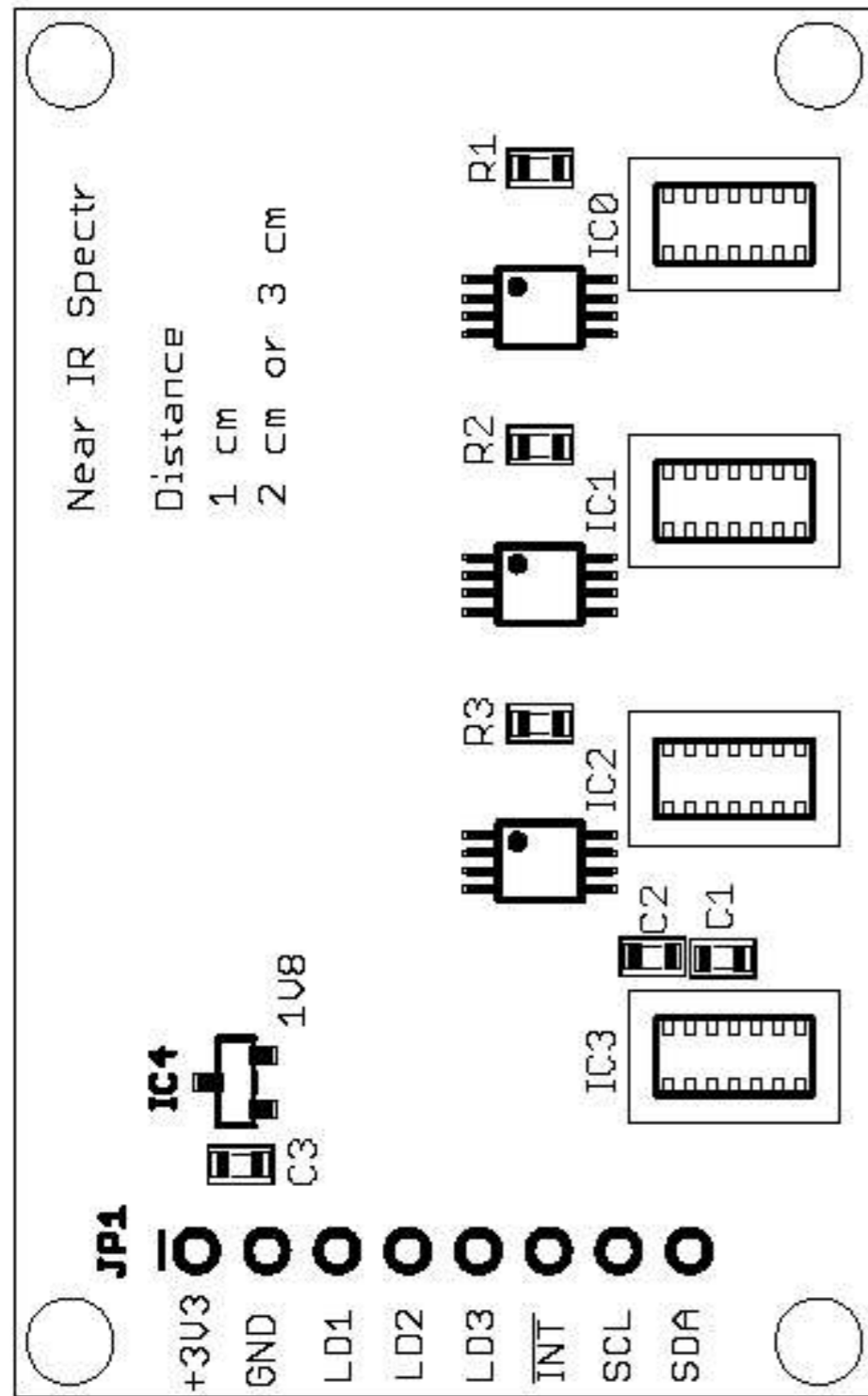
1.Circuito esquemático NIRS.....	1
2.Circuito impreso PCB	2
2.1. Circuito impreso PCB (Top).....	2
2.2. Circuito impreso PCB (Bottom).....	3
2.1. Plano de vías	4
2.2. Plano de serigrafía	5











TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO DE CAPTACIÓN DE
ACTIVIDAD METABÓLICA POR TÉCNICAS DE PULSIOXIMETRÍA
INFRARROJA DE CAMPO CERCANO.**

Documento 5

ANEXOS

Empar Pinedo Puig
Grado en Ingeniería en Tecnologías Industriales
Curso: 19/20

1. FIRMWARE

1.1. Programa principal: NIRS-EvBoard.c

```
#include <24FJ128GC006.h> // Librería del microcontrolador
#fuses ICSP1, NOWDT, HS, PR // Configuración microcontrolador
#use delay(clock=11059200) // Frecuencia del oscilador
//-----
#define ON( pin) output_high(pin) // Macro: pone a 1 pin
#define OFF(pin) output_low( pin) // Macro: pone a 0 pin
//-----
#include "display.h" // Librería del LCD grafico
#include "bluetooth.h" // Librería del BT RN-42
#include "7segmentos.h" // Librería de los 7 segmentos
#include "MAX30100.h" // Librería del circuito integrado
//-----
#define PULS1 PIN_D0 // Pin del pulsador de la izquierda
#define PULS2 PIN_D11 // Pin del pulsador de la derecha
//-----
extern unsigned int rawIRValue; //Lectura ADC opto infrarrojo
extern unsigned int rawRedValue; //Lectura ADC opto rojo
//-----
// Configuración para optos situado a las distancia 1, 2 y 3
unsigned int cnf[3]={ MAX30100_LED_CURR_17_4mA << 4 // RED1
                    | MAX30100_LED_CURR_20_8mA, // IR_1

                    MAX30100_LED_CURR_30_6mA << 4 // RED2
                    | MAX30100_LED_CURR_37mA, // IR_2

                    MAX30100_LED_CURR_46_8mA << 4 // RED3
                    | MAX30100_LED_CURR_50mA }; // IR_3
//-----
// Pines para seleccionar los optos 1, 2 y 3 con los MosFET
unsigned int slct[3]={ PIN_B2, PIN_B3, PIN_G7};
//-----
void main(void) // Programa principal
{
    int c, distancia;

    oLED_init(oLED); // Activa el LCD gráfico y saca mensaje
    initBT(); // Activa el Bluetooth
com:
    while(!input(COMM)); // Espera a establecer comunicación BT
    delay_ms(5000); // Espera 5 segundos

    enable_interrupt(int_EXT1); // Habilita interrupción lectura FIFO

    MAX30100_init(); // Activa el circuito integrado

    for(;;) // Bucle que se repite sin fin...
    {
        // Envío 55 AA 55 AA para indicar inicio de secuencia 1/2/3
        fputc(0x55,BT); fputc(0xAA,BT); fputc(0x55,BT); fputc(0xAA,BT);
    }
}
```

```
for(distancia=0;distancia<3;distancia++) // Repito para las 3
{
  //Escribo en el circuito integrado la configuración IR/R
  writeRegister(MAX30100_REG_LED_CONFIGURATION,cnf[distancia]);

  //Por si acaso quedan valores de actividades anteriores:
  for(c=0; c<16; c++) MAX30100_readFIFO();//Vacía el buffer

  OFF(slct[0]); OFF(slct[1]);OFF(slct[2]);//Apago los MosFET
  ON( slct[distancia]);//Y solo activo el correspondiente...

  delay_ms(10);//Espero hasta tener una nueva lectura (100sps)

  for(c=0; c<20; c++) //Tomo 20 lecturas del opto a distancia X
  {
    MAX30100_readFIFO();//Leo el resultado y lo envío

    fputc((rawIRValue >>8)&0xFF,BT); // Envío valor del
    fputc((rawIRValue    )&0xFF,BT); // opto infrarrojo

    fputc((rawRedValue>>8)&0xFF,BT); // Envío valor del
    fputc((rawRedValue  )&0xFF,BT); // opto rojo

    while(!flag); //Espera una interrupción de nueva medida
    flag=0;

    }//for(c=0; c<20;...

  }//for(distancia=0;distancia<3...

  // COM es un pin del módulo BT que indica que esta enlazado
  if(!input(COMM)){ goto com;}//Si pierde BT -> para y vuelve...

  }//for(;;) Bucle sin fin

}//void main...
//-----
```

1.2. Bluetooth.h

```
#ifndef Bluetooth_h
#define Bluetooth_h 1
//-----
#pin_select U1TX = PIN_F5
#pin_select U1RX = PIN_F4
//-----
#use rs232(UART1,baud=115200,STREAM=BT)
//-----
#define COMM PIN_E7
//-----
#word U1STA = 0x0222
#byte U1TXREG = 0x0224
#byte U1RXREG = 0x0226
//-----
unsigned int8 cnt=0, InBuff[256];
#int_rda
```

```
void uart_isr(void)
{
    while(bit_test(U1STA,0))
    {
        InBuff[cnt++]=U1RXREG;
    }
}
//-----

void initBT(void)
{
    clear_interrupt(INT_RDA); enable_interrupts(INT_RDA);

    fprintf(BT,"$$$");    delay_ms(100);// enter command mode
    fprintf(BT,"SF,1\r"); delay_ms(500);// to factory defaults
    fprintf(BT,"SA,0\r"); delay_ms(500);// set 'Open mode'
    fprintf(BT,"R,1\r");  delay_ms(500);// forces a reboot
}
//-----

#endif
```

1.3. MAX30100.h

```
#ifndef MAX30100_h
#define MAX30100_h 4

#define MAX30100_I2C_ADDRESS          0xAE //0x57 << 1

// Interrupt status register (RO)
#define MAX30100_REG_INTERRUPT_STATUS 0x00
#define MAX30100_IS_PWR_RDY           (1 << 0)
#define MAX30100_IS_SPO2_RDY          (1 << 4)
#define MAX30100_IS_HR_RDY            (1 << 5)
#define MAX30100_IS_TEMP_RDY          (1 << 6)
#define MAX30100_IS_A_FULL             (1 << 7)

// Interrupt enable register
#define MAX30100_REG_INTERRUPT_ENABLE 0x01
#define MAX30100_IE_ENB_SPO2_RDY      (1 << 4)
#define MAX30100_IE_ENB_HR_RDY        (1 << 5)
#define MAX30100_IE_ENB_TEMP_RDY      (1 << 6)
#define MAX30100_IE_ENB_A_FULL        (1 << 7)

// FIFO control and data registers
#define MAX30100_REG_FIFO_WRITE_POINTER 0x02
#define MAX30100_REG_FIFO_OVERFLOW_COUNTER 0x03
#define MAX30100_REG_FIFO_READ_POINTER 0x04
#define MAX30100_REG_FIFO_DATA          0x05 // Burst read
does not autoincrement addr

// Mode Configuration register
#define MAX30100_REG_MODE_CONFIGURATION 0x06
#define MAX30100_MC_TEMP_EN             (1 << 3)
#define MAX30100_MC_RESET               (1 << 6)
#define MAX30100_MC_SHDN                (1 << 7)
typedef enum Mode {
```



```
    MAX30100_MODE_HRONLY      = 0x02,
    MAX30100_MODE_SPO2_HR     = 0x03
} Mode;

// SpO2 Configuration register
// Check tables 8 and 9, p19 of the MAX30100 datasheet to see the
// permissible
// combinations of sampling rates and pulse widths
#define MAX30100_REG_SPO2_CONFIGURATION      0x07
#define MAX30100_SPC_SPO2_HI_RES_EN        (1 << 6)
typedef enum SamplingRate {
    MAX30100_SAMPRATE_50HZ      = 0x00,
    MAX30100_SAMPRATE_100HZ     = 0x01,
    MAX30100_SAMPRATE_167HZ     = 0x02,
    MAX30100_SAMPRATE_200HZ     = 0x03,
    MAX30100_SAMPRATE_400HZ     = 0x04,
    MAX30100_SAMPRATE_600HZ     = 0x05,
    MAX30100_SAMPRATE_800HZ     = 0x06,
    MAX30100_SAMPRATE_1000HZ    = 0x07
} SamplingRate;

typedef enum LEDPulseWidth {
    MAX30100_SPC_PW_200US_13BITS = 0x00,
    MAX30100_SPC_PW_400US_14BITS = 0x01,
    MAX30100_SPC_PW_800US_15BITS = 0x02,
    MAX30100_SPC_PW_1600US_16BITS = 0x03
} LEDPulseWidth;

// LED Configuration register
#define MAX30100_REG_LED_CONFIGURATION      0x09
typedef enum LEDCurrent {
    MAX30100_LED_CURR_0mA        = 0x00,
    MAX30100_LED_CURR_4_4mA     = 0x01,
    MAX30100_LED_CURR_7_6mA     = 0x02,
    MAX30100_LED_CURR_11mA      = 0x03,
    MAX30100_LED_CURR_14_2mA    = 0x04,
    MAX30100_LED_CURR_17_4mA    = 0x05,
    MAX30100_LED_CURR_20_8mA    = 0x06,
    MAX30100_LED_CURR_24mA      = 0x07,
    MAX30100_LED_CURR_27_1mA    = 0x08,
    MAX30100_LED_CURR_30_6mA    = 0x09,
    MAX30100_LED_CURR_33_8mA    = 0x0A,
    MAX30100_LED_CURR_37mA      = 0x0B,
    MAX30100_LED_CURR_40_2mA    = 0x0C,
    MAX30100_LED_CURR_43_6mA    = 0x0D,
    MAX30100_LED_CURR_46_8mA    = 0x0E,
    MAX30100_LED_CURR_50mA      = 0x0F
} LEDCurrent;

#define DC_REMOVER_ALPHA          0.95

// Temperature integer part register
#define MAX30100_REG_TEMPERATURE_DATA_INT      0x16

// Temperature fractional part register
#define MAX30100_REG_TEMPERATURE_DATA_FRAC    0x17

// Revision ID register (RO)
#define MAX30100_REG_REVISION_ID              0xFE
```

```
// Part ID register
#define MAX30100_REG_PART_ID 0xFF
unsigned int8 previous;
int8 tempInteger=0;
unsigned int8 tempFrac=0;
float temperature;
unsigned int8 RED_MSB;
unsigned int8 RED_LSB;
unsigned int8 IR_MSB;
unsigned int8 IR_LSB;
unsigned int flag=0;
//-----
void writeRegister(unsigned int8 address,unsigned int8 data)
{
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS);
    i2c_write (address);
    i2c_write (data);
    i2c_stop ();
}
//-----
unsigned int8 leido;
unsigned int8 readRegister(unsigned int8 address)
{
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS);
    i2c_write (address);
    i2c_start ();
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS | 0x01);
    leido = i2c_read(FALSE);
    i2c_stop();
    return(leido);
}
//-----
unsigned int8 MAX30100_getPartID(void)
{
    unsigned int8 reg;
    reg = readRegister(MAX30100_REG_PART_ID);
    return reg;
}
//-----
float tmp=0;
float MAX30100_temperature(void)
{
    previous = readRegister( MAX30100_REG_MODE_CONFIGURATION);
    writeRegister(MAX30100_REG_MODE_CONFIGURATION, previous |
MAX30100_MC_TEMP_EN);
    do{
        previous = readRegister( MAX30100_REG_MODE_CONFIGURATION);
    }while(previous & MAX30100_MC_TEMP_EN);

    delay_ms(200);
    tempInteger = readRegister(MAX30100_REG_TEMPERATURE_DATA_INT);
    tempFrac = readRegister(MAX30100_REG_TEMPERATURE_DATA_FRAC);

    tmp = 0.0625 * (float) tempFrac;
    tmp+= (float) tempInteger;
    tmp = tmp*1.0;
    return tmp;
}
```

Diseño y desarrollo de un dispositivo de captación de actividad metabólica por técnicas de pulsioximetría infrarroja de campo cercano

```
//- - - - -  
  
void MAX30100_init(void)  
{  
    writeRegister(MAX30100_REG_MODE_CONFIGURATION,  
MAX30100_MODE_SPO2_HR); //MAX30100_MODE_HRONLY);  
  
    previous = readRegister( MAX30100_REG_SPO2_CONFIGURATION);  
    writeRegister(MAX30100_REG_SPO2_CONFIGURATION,  
(previous & 0b11111100) | MAX30100_SPC_PW_1600US_16BITS);  
  
    previous = readRegister( MAX30100_REG_SPO2_CONFIGURATION);  
    writeRegister(MAX30100_REG_SPO2_CONFIGURATION,  
(previous & 0b11100011) | (MAX30100_SAMPRATE_100HZ << 2));  
  
    writeRegister(MAX30100_REG_LED_CONFIGURATION,  
MAX30100_LED_CURR_50mA << 4 | MAX30100_LED_CURR_50mA); // RED | IR  
  
    previous = readRegister( MAX30100_REG_SPO2_CONFIGURATION);  
    writeRegister(MAX30100_REG_SPO2_CONFIGURATION,  
previous | MAX30100_SPC_SPO2_HI_RES_EN);  
  
    temperature = MAX30100_temperature();  
}  
//- - - - -  
unsigned int rawIRValue;  
unsigned int rawRedValue;  
void MAX30100_readFIFO(void)  
{  
    i2c_start ();  
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS);  
    i2c_write (MAX30100_REG_FIFO_DATA);  
    i2c_start ();  
    i2c_write (MAX30100_I2C_ADDRESS | 0x01);  
    IR_MSB = i2c_read(TRUE);  
    IR_LSB = i2c_read(TRUE);  
    RED_MSB = i2c_read(TRUE);  
    RED_LSB = i2c_read(FALSE);  
    i2c_stop();  
  
    rawIRValue = make16(IR_MSB,IR_LSB);  
    rawRedValue = make16(RED_MSB,RED_LSB);  
}  
//- - - - -  
#int_EXT1 // dT = 0.400 ms T =  
10 ms (100 sps)  
void EXT1_isr(void) // Interrupcion cada vez que INT pasa a  
0: 100 sps = 10 ms  
{  
    //MAX30100_readFIFO();  
    flag= 1;  
}  
//- - - - -  
#endif
```

2. PLANOS DE CONEXIONES

En las siguientes páginas se adjuntas los planos del sistema completo, es decir, las conexiones que deben realizarse entre ambas placas.

2.1 Esquema de conexiones eléctricas entre placas

El primer plano se centra en representar el esquema eléctrico de conexiones a realizar entre la placa de evaluación y la PCB diseñada.

2.2 Diagrama de bloques del sistema

El segundo plano se ha simplificado para representar en forma de diagrama las señales que circulan entre los diferentes componentes

