



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA
ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA DEL
DISEÑO

**Diseño y desarrollo de un dispositivo
electrónico de uso personal para la
monitorización continuada de la saturación
de oxígeno en sangre**

TRABAJO DE FIN DE GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y
AUTOMÁTICA

Autor: Fernando Reboll Meliá

Tutor: Enrique Berjano Zanón

Curso académico: 2020/2021

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido fruto de cuatro años en el grado de ingeniería electrónica y automática, donde he podido experimentar un crecimiento no solo intelectual sino también personal. Me gustaría dedicar estas líneas para agradecer a todas esas personas que me han ayudado e impulsado en estos 4 años de carrera.

En primer lugar, y más importante, agradecer a mi familia que siempre me ha apoyado en todas las decisiones que he tomado e impulsado a estudiar una carrera en otra ciudad. A continuación, agradecer a mis amigos y compañeros de piso por ayudarme a relajarme cuando estaba todo el día encerrado estudiando. Gracias por acompañarme y apoyarme en estas noches de TFG. También agradecer a los profesores que han estado conmigo durante toda mi etapa de estudiante que han alimentado mis ganas de aprender más y más cada día.

Por último, dar las gracias a mi tutor Enrique, no solo por ayudarme con este trabajo y aguantar todos los correos de dudas que he ido enviando, sino por enseñarme la mayor parte de la electrónica que se a día de hoy y abrirme los ojos a un mundo que me parece cada día más fascinante.

RESUMEN

Los coronavirus son una familia extensa de virus que pueden causar enfermedades tanto en animales como en humanos. En estos últimos puede causar desde un resfriado común hasta el Síndrome Respiratorio de Oriente Medio (MERS) o el Síndrome Respiratorio Agudo Severo (SARS). La COVID-19 es la enfermedad causada por el virus SARS-CoV-2 (Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2). El signo vital que proporciona más información sobre la capacidad de respiración del paciente es la saturación de oxígeno en sangre, además se ha visto que un descenso de O_2 en la sangre es síntoma de la aparición del virus SARS-CoV-2.

El objetivo de este proyecto es el diseño de un sistema para la monitorización continuada de la saturación de oxígeno en sangre utilizando un sensor pulsioximétrico. Los pulsioxímetros más extendidos tienen forma de pinza, se colocan en el dedo y operan mediante la transmisión de luz de un punto a otro del dedo. Sin embargo, la realización de tareas cotidianas puede resultar complicada si se tiene colocado este pulsioxímetro de pinza en uno de los dedos continuamente; por esta razón en este trabajo se estudia un método alternativo menos intrusivo. Para dar respuesta a esta necesidad se ha realizado el diseño e implementación de un pulsioxímetro basado en técnicas de reflexión de luz, en lugar de transmisión.

Para el desarrollo del pulsioxímetro se ha propuesto la utilización del sensor MAX30102 y la placa de Arduino Pro Mini como microcontrolador. El código se ha realizado en el software libre de Arduino tanto para poder modificarlo en un futuro con facilidad como para abaratar el coste del dispositivo. Uno de los objetivos principales del proyecto es realizar un diseño miniaturizado del pulsioxímetro para su implementación sobre un sustrato textil.

ÍNDICE DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTOS	1
RESUMEN	2
DOCUMENTO Nº 1. MEMORIA	4
DOCUMENTO Nº 2. PLANOS	45
DOCUMENTO Nº 3. PLIEGO DE CONDICIONES	51
DOCUMENTO Nº 4. PRESUPUESTO	57



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO
DE UNO PERSONAL PARA LA MONITORIZACIÓN CONTINUADA
DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

DOCUMENTO N.º 1: MEMORIA

ÍNDICE DE LA MEMORIA

1. OBJETO	9
2. MARCO TEORICO	9
2.1. COVID-19 Y OXIMETRIA	9
2.2. PULSIOXIMETRÍA Y SU INTERPRETACIÓN CLÍNICA	9
2.3. PULSIOXIMETROS	11
3. REVISIÓN DEL ESTADO DEL ARTE	12
4. FUNDAMENTOS CIENTÍFICOS Y TECNOLÓGICOS	14
4.1. LEY DE LAMBERT-BEER	14
4.2. CÁLCULO DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE	15
4.3. ANÁLISIS DE LA SEÑAL FOTOPLETISMOGRÁFICA	16
5. SENSORES COMERCIALES	17
6. SENSOR MAX30102	18
6.1. LED DRIVER	19
6.2. CANCELACIÓN DE LUZ AMBIENTE	20
6.3. INTERFAZ I ² C	21
6.3.1. Protocolo de comunicación	21
7. DISEÑO DEL SISTEMA	22
7.1. POWER BANK	23
7.2. REGULADOR DE TENSIÓN	24
7.3. INTERFAZ I ² C RESISTENCIAS PULL-UP	26
7.4. MICROCONTROLADOR	28
7.5. COMUNICACIÓN BLUETOOTH	30
8. RESULTADOS	33
9. CONCLUSIONES	36
10. LÍNEAS FUTURAS	37
11. REFERENCIAS	37
ANEXO I: Cálculo del consumo de potencia de la alimentación del circuito	40

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Coeficiente de extinción de la HbO ₂ y de la Hb para diferentes longitudes de onda. Destacando la roja e infrarroja.	10
Figura 2.	Representación de las disposiciones ópticas por transmisión (a) y por reflexión (b).	11
Figura 3.	Principio de funcionamiento del pulsioxímetro.	12
Figura 4.	Ley de Beer-Lambert. Representación de la intensidad de luz respecto a la distancia recorrida.	13
Figura 5.	Método de picos y valles. Señal de la intensidad en función de la longitud de onda roja y de la infrarroja.	15
Figura 6.	Gráfico XY del método de absorción delta.	16
Figura 7.	Ciclo completo de la señal PPG de un paciente sano.	17
Figura 8.	Gráfica V-t de la señal PPG.	17
Figura 9.	Esquema de bloques interno del MAX30102.	19
Figura 10.	Esquema unifilar del bloque LED driver.	19
Figura 11.	Esquema unifilar del bloque de cancelación de luz ambiental y cronograma del funcionamiento de los interruptores.	20
Figura 12.	Esquema de conexiones del bus I ² C.	21
Figura 13.	Información que contiene el primer byte que transmite el maestro en cada pulso de reloj.	22
Figura 14.	Secuencia de inicio y parada del protocolo I ² C.	22
Figura 15.	Diagrama de bloques del sistema completo.	23
Figura 16.	Circuito típico de aplicación del ACT2813.	23
Figura 17.	Esquema básico del funcionamiento del LM1086.	25
Figura 18.	Diagrama de bloques de los reguladores.	25
Figura 19.	Esquema básico del regulador LM1086.	25
Figura 20.	Esquema completo de los dos reguladores de tensión.	26
Figura 21.	Esquemático del ATmega328 de la placa del Arduino Pro Mini.	28
Figura 22.	Placa de Arduino Pro Mini.	29
Figura 23.	Flujograma de comunicación del sensor con la placa de Arduino.	30
Figura 24.	Tamaño del módulo HC-06.	30
Figura 25.	Esquemático completo del módulo bluetooth HC-06.	31

Figura 26.	Esquema unifilar del sistema completo.	33
Figura 27.	Flujograma de ejecución del sistema completo.	36

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Niveles de actuación según el porcentaje de saturación de oxígeno.	11
Tabla 2.	Comparativa de mercado de los dispositivos con sensor SpO ₂ con disposición reflexiva de las empresas más conocidas.	13
Tabla 3.	Comparación de los diferentes sensores de SpO ₂ integrados del mercado.	18
Tabla 4.	Valor de los componentes del circuito de la <i>Power Bank</i> .	24
Tabla 5.	Tabla resumen de todos los componentes del circuito y sus valores	34
Tabla 6.	Tabla resumen del consumo de las resistencias de la alimentación del sistema	43

1. OBJETO

El proyecto a desarrollar consiste en un sistema para la detección de uno de los síntomas de la enfermedad COVID-19. Tiene como finalidad fabricar un dispositivo para la monitorización continuada de la saturación de oxígeno en sangre, de forma no invasiva, desde el ámbito doméstico utilizando un sensor pulsioximétrico, dado que se ha visto que un descenso de O₂ es síntoma de la aparición del virus SARS-CoV-2.

2. MARCO TEORICO

2.1. COVID-19 Y OXIMETRÍA

Los coronavirus son una familia extensa de virus que pueden causar enfermedades tanto en animales como en humanos. En estos últimos puede causar desde un resfriado común hasta el Síndrome Respiratorio de Oriente Medio (MERS) o el Síndrome Respiratorio Agudo Severo (SARS). La COVID-19 es la enfermedad causada por el virus SARS-CoV-2 (Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2) [1].

Los principales síntomas de la COVID-19 son la tos seca, la fiebre y el cansancio. Junto a estos síntomas el paciente puede presentar dolor de garganta, congestión nasal, diarrea, pérdida de gusto u olfato entre otros [1]. Además, más del 30% de los infectados por esta enfermedad padecen de disnea, dificultad respiratoria o falta de aire, por lo que su concentración de oxígeno en la sangre es inferior [7].

Se están llevando actualmente a cabo ensayos clínicos que permiten sugerir que mientras valores normales de saturación de oxígeno (SpO₂), normalmente, estarían por encima del 96%, valores en un rango del 92% al 96% han sido observados en pacientes con COVID-19 tanto en entornos hospitalarios como ambulatorios. Aunque estos hallazgos sugieren que la monitorización de los niveles de SpO₂ en el ámbito doméstico podría ser beneficioso, deberían hacerse estudios sistemáticos teniendo en cuenta las implicaciones de los recursos de la salud pública [2].

2.2. PULSIOXIMETRÍA Y SU INTERPRETACIÓN CLÍNICA

La pulsioximetría u oximetría pulsada, es un método para la monitorización de la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) de forma no invasiva. Ofrece una lectura fiable y constante de la concentración de hemoglobina arterial [3]. Esta técnica se basa en calcular dicha concentración a partir de la absorción óptica de una muestra en disolución. Este fenómeno se basa en la Ley de Beer detallada en el punto 4.1.

En el caso de la sangre, tenemos dos sustancias importantes que son la Hemoglobina (Hb) y la oxihemoglobina (HbO₂), por ello se ilumina la sangre con una longitud de onda roja ($\lambda = 660$ nm) y otra infrarroja ($\lambda = 940$ nm). La falta de oxígeno en sangre causa un crecimiento de la absorción en la banda roja y un decrecimiento en la banda infrarroja [3].

La utilización de estas longitudes de onda (roja e infrarroja) se debe a que al irradiar la sangre con sendas longitudes los coeficientes de extinción (Ley de Lambert-Beer) de la HbO₂ y de la Hb presentan valores opuestos. La *Figura 1* muestra como al iluminar una muestra con la luz roja la hemoglobina presenta una mayor absorción, mientras que en la oxihemoglobina se comporta de forma contraria. Por otra parte, al irradiar la muestra con la luz infrarroja sucede el efecto contrario. Esta diferencia de absorción provoca que la medición de estos cambios ópticos sea más sencilla su medición [4].

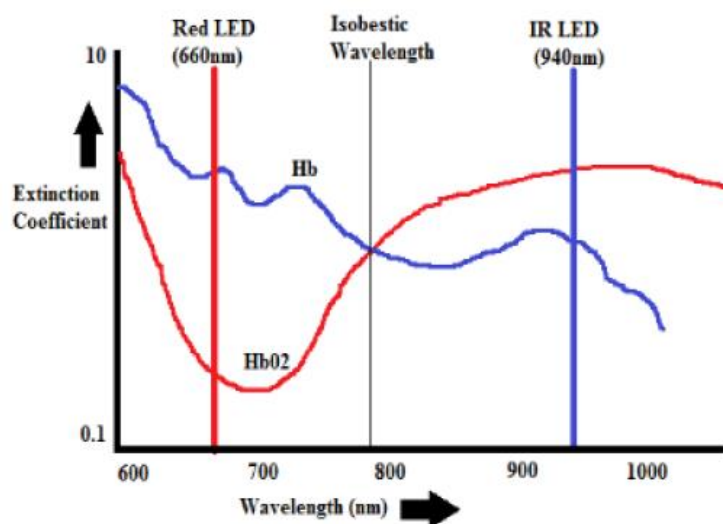


Figura 1. Coeficiente de extinción de la HbO₂ y de la Hb para diferentes longitudes de onda. Destacando la roja e infrarroja (tomado de [8]).

En la interpretación clínica de la pulsioximetría los pacientes que presentan una saturación de oxígeno inferiores al 95% pueden generar una situación de alarma (inferiores al 90 o 92% cuando existe una patología pulmonar previa), indicando que estos pacientes deben recibir tratamiento inmediato. La *Tabla 1* muestra los niveles de actuación en función del porcentaje de saturación de oxígeno [12].

Tabla 1. Niveles de actuación según el porcentaje de saturación de oxígeno (tomado de [12])

ACTUACIÓN SEGÚN % DE SATURACIÓN	
% SATURACIÓN	ACTUACIÓN
> 95%	No actuación inmediata
[95, 90] %	Tratamiento inmediato y monitorización de la respuesta al mismo, según ésta, valorar derivación al hospital. Los pacientes con enfermedad respiratoria crónica toleran bien saturación entorno a estos valores.
< 90%	Enfermo grave. Hipoxia severa. Oxigenoterapia más tratamiento y traslado al hospital
< 80%	Valorar intubación y ventilación mecánica.
En niños con < 92%: Remitir al hospital, aunque presenten mejoría maniobras iniciales, por ser más incierta su respuesta al tratamiento.	

2.3. PULSIOXIMETROS

El sistema óptico para la medición de SpO₂ está formado por dos LEDs, rojo e infrarrojo, encargados de emitir luz y un fotodiodo para su recepción. Existen dos tipos de disposiciones ópticas: por transmisión o por reflexión como se muestra en la *Figura 2*. En el caso de la disposición por transmisión (*Figura 2a*) el fotodiodo y los LEDs se colocan en lados opuestos, donde el fotodiodo recibe la luz residual después de la absorción de los diversos componentes de la parte del cuerpo. En el caso de la disposición reflexiva (*Figura 2b*) el fotodiodo y los LEDs se encuentran en la misma superficie, donde el fotodiodo recibe la luz reflejada desde varias profundidades por debajo de la piel. Los pulsioxímetros clínicos disponen de una disposición por transmisión formado por una sonda con forma de pinza para el dedo con los LEDs en la parte inferior y el fotodiodo en la superior. La luz emitida atraviesa el tejido de la piel, la sangre venosa y arterial hasta el fotodiodo. La mayor parte de la luz se absorbe o se dispersa antes de llegar al fotodiodo [14].

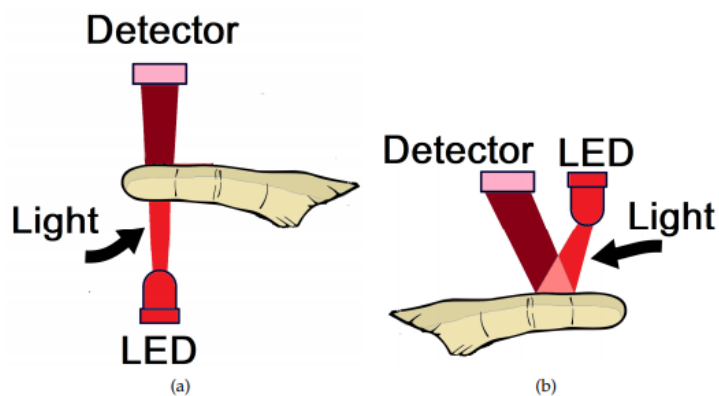


Figura 2. Representación de las disposiciones ópticas, por transmisión (a) y por reflexión (b) (tomado de [17]).

Como se muestra en la *Figura 3*, el principio de funcionamiento del pulsioxímetro se basa en la emisión de luz roja e infrarroja emitida por los LEDs que penetra en la piel y los vasos sanguíneos para posteriormente ser captada por el fotodetector [17].

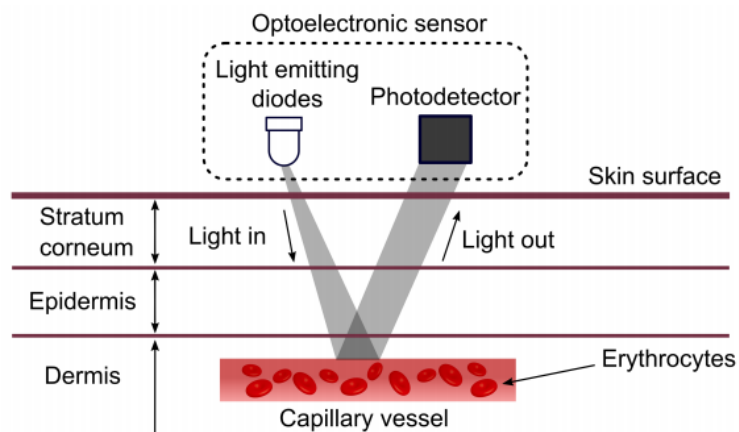


Figura 3. Principio de funcionamiento del pulsioxímetro (tomado de [17]).





3. REVISIÓN DEL ESTADO DEL ARTE

Existe una gama de pulsioxímetros reflexivos comercializados con diferentes características y precios. Las empresas de dispositivos móviles son punteras en la comercialización de estos pulsioxímetros reflexivos dentro de sus respectivas pulseras de actividad. En la *Tabla 2* se muestran los dispositivos de las 3 empresas más conocidas y una cuarta columna para la comparación con un pulsioxímetro de dedo.

Se han comparado los dispositivos de estas 3 marcas de telefonía debido a que en la industria médica no utiliza pulsioxímetros reflexivos. Se observa en la *Tabla 2* que el dispositivo de Apple es el más completo, ya que dispone de una cancelación activa de luz ambiente y 4 fotodiodos con sus respectivos LEDs para tener una mayor precisión en la medida del SpO₂, a parte se puede visualizar la ECG correspondiente a la derivación I. Pese a su precisión en la medida, la empresa aconseja que los datos de saturación de oxígeno no están pensados para uso médico como el autodiagnóstico.

A parte de las características mostradas en la *Tabla 2* el pulsioxímetro de dedo ofrece el dato de SpO₂ con un rango de visualización entre 30 y 99% con una resolución del 1% [19]

Tabla 2. Comparativa de mercado de los dispositivos con sensor SpO₂ con disposición reflexiva de las empresas más conocidas

Características	MI SMART BAND 6	APPLE WATCH SERIES 6	HUAWEI BAND 6	MD300C1
Fabricante	Xiaomi (Haidian, Pekín, China)	Apple (Cupertino, California, USA)	Huawei (Shenzen, Guangdong, China)	Pulox (Colonia, Alemania)
Tamaño (mm)	47.4 x 18.6 x 12.7	40 x 34 x 10.7	43 x 25.4 x 10.99	58 x 32 x 34
Sensor SpO₂	Fotodiodo con 1 LED	4 Fotodiodos 4 LEDs Cancelación luz ambiente	Fotodiodo con 2 LED	Sonda de dedo (Disposición por transmisión)
Otros Sensores	<ul style="list-style-type: none"> • Acelerómetro • Giroscopio • Frecuencia cardiaca 	<ul style="list-style-type: none"> • Acelerómetro • Giroscopio • Micrófono • ECG • GPS • Sensor Luz Ambiente • Frecuencia cardiaca 	<ul style="list-style-type: none"> • Acelerómetro • Giroscopio • Frecuencia cardiaca 	<ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia cardiaca
Monitorización con fines médicos	NO	NO	NO	SI
Comunicación	Bluetooth	Bluetooth y Wi-Fi	Bluetooth	-----
Interfaz	Pantalla OLED 152 x 486 pixeles	Pantalla OLED 324 x 394 pixeles	Pantalla AMOLED 194 x 368 pixeles	Pantalla OLED
Batería	125 mA·h	303 mA·h	180 mA·h	Pilas AAA
Precio	44,99 €	429,00 €	59,00 €	29,95 €
Imagen				

4. FUNDAMENTOS CIENTÍFICOS Y TECNOLÓGICOS

4.1. LEY DE LAMBERT-BEER

El principio de la medición de la oximetría pulsada se basa en la ley de Lambert-Beer, que describe la atenuación de la luz a través de una muestra de medios homogéneos no dispersos como se muestra en la *Figura 4* [13]. La ley de Beer afirma que el total de la luz que desprende una muestra puede disminuir debido a tres fenómenos físicos: La concentración del material, la distancia que recorre la luz a través de la muestra (distancia del trayecto óptico) y por último la

probabilidad de que el material pueda absorber un fotón de su amplitud de onda (coeficiente de extinción o absorberencia) [6].

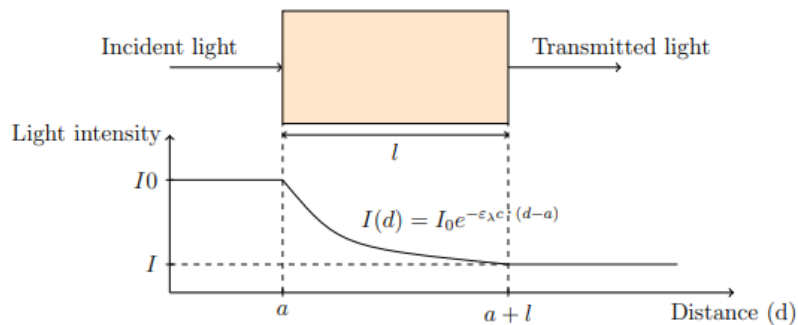


Figura 4. Ley de Beer-Lambert. Representación de la intensidad de luz respecto a la distancia recorrida (tomado de [13]).

Matemáticamente se expresa como:

$$I = I_0 \cdot e^{-\epsilon_{\lambda} c l} \quad (1)$$

donde I es la intensidad de luz transmitida, I_0 es la intensidad de luz incidente, ϵ_{λ} es el coeficiente de extinción, c es la concentración y L la distancia que recorre la luz dentro de la muestra.

Si la luz atraviesa varios medios absorbentes, su intensidad total transmitida es la superposición lineal de las intensidades de cada medio:

$$I = I_0 \cdot e^{\sum -\epsilon_{\lambda a} c_a l_a} = I_0 \cdot e^{-A} \quad (2)$$

donde A es la absorbencia.

La relación entre la intensidad de entrada I_0 y la de salida I se denomina transmitancia (T). Por lo tanto, operando la ecuación (2), la absorbencia (A) se puede medir como:

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-A} \quad (3)$$

$$A = -\ln(T) = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \sum_a \epsilon_{\lambda a} c_a l_a \quad (4)$$

donde la absorbencia (A) se expresa como el negativo del logaritmo neperiano de la transmitancia (T) y el coeficiente a representa todos los componentes del tejido de la muestra, como la sangre arterial, la sangre venosa, la piel y los huesos.

4.2. CÁLCULO DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

La relación de las absorbencias de la luz de onda roja y la de onda infrarroja denominada relación de proporciones (R) es necesaria para el cálculo de la SpO₂ [13].

$$R = \frac{dA_{RED}}{dA_{IR}} = \frac{(\epsilon_{HbO_2,RED} \cdot c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb,RED} \cdot c_{Hb}) \Delta l}{(\epsilon_{HbO_2,IR} \cdot c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb,IR} \cdot c_{Hb}) \Delta l} \quad (5)$$

Estimando que el grosor de la capa arterial (Δl) es igual para ambas longitudes de onda, se asume que $tHb \cdot SpO_2 \approx c_{HbO_2}$ y se incluye la limitación de las dos especies de hemoglobina $c_{Hb} + c_{HbO_2} = tHb$ la ecuación anterior se puede escribir como:

$$R = \frac{\epsilon_{HbO_2,RED} \cdot SpO_2 + \epsilon_{Hb,RED} \cdot (1 - SpO_2)}{\epsilon_{HbO_2,IR} \cdot SpO_2 + \epsilon_{Hb,IR} \cdot (1 - SpO_2)} \quad (6)$$

Despejando SpO₂ la ecuación queda de la forma:

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{Hb,RED} - R \cdot \epsilon_{Hb,IR}}{(\epsilon_{HbO_2,RED} - \epsilon_{Hb,RED}) - R(\epsilon_{HbO_2,IR} - \epsilon_{Hb,IR})} \quad (7)$$

Para el cálculo de la relación de proporciones, existen principalmente dos métodos: el método de picos y valles y el de absorción delta. El método de picos y valles consiste en calcular la relación entre el pico y el valle de la señal de intensidad que se muestra en la *Figura 5*.

$$R = \frac{dAC_{\lambda_1}}{dAC_{\lambda_2}} = \frac{AC_{\lambda_1}/DC_{\lambda_1}}{AC_{\lambda_2}/DC_{\lambda_2}} \quad (8)$$

donde λ_1 es la longitud de onda de la luz roja y λ_2 es la longitud de onda de la luz infrarroja.

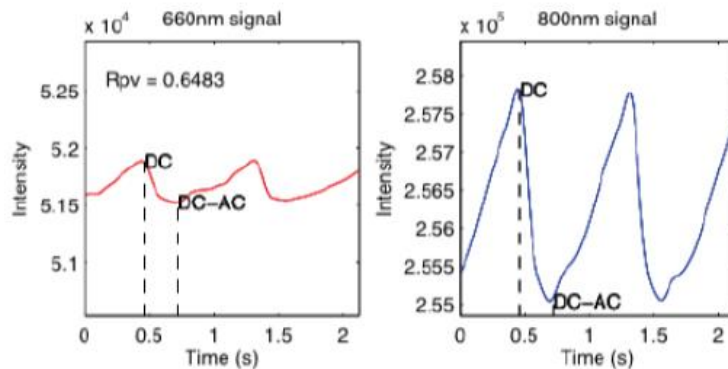


Figura 5. Método de picos y valles. Señal de intensidad en función del tiempo de la longitud de onda roja y de la infrarroja (tomado de [13]).

El otro método más utilizado es el de absorción delta, donde las absorciones de las longitudes de onda roja e infrarroja se plotean en un gráfico de dispersión XY (ver *Figura 6*) y se ajusta a una recta por mínimos cuadrados. La relación de proporciones es la pendiente de la recta.

Las absorciones (dA) se calculan dividiendo la intensidad de dos mediciones sucesivas por la media de las intensidades de cada longitud de onda (9).

$$dA_{\lambda} = \frac{I_i - I_{i-1}}{(I_i + I_{i-1})/2} \quad (9)$$

donde I_i y I_{i-1} son las intensidades de mediciones sucesivas.

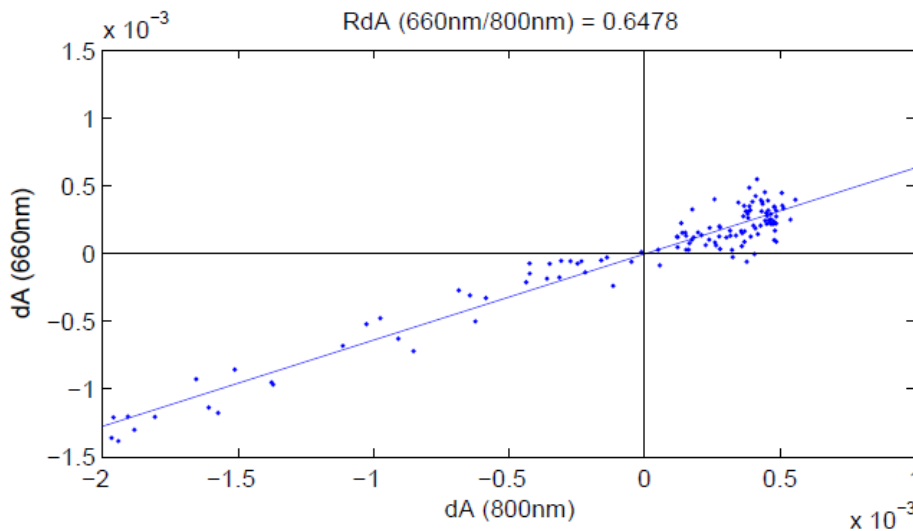


Figura 6. Gráfico XY del método de absorción delta (tomado de [13]).

4.3. ANÁLISIS DE LA SEÑAL FOTOPLETISMOGRÁFICA

Se llama fotopletismógrafo (PPG) a la señal que mide el cambio en la intensidad de la luz transmitida a través del tejido debido al pulso de la sangre arterial (ver *Figura 7*). La componente alterna de la señal PPG viene definida por la frecuencia cardíaca, normalmente 1 Hz. La componente continua de la señal PPG se relaciona con los tejidos y el volumen sanguíneo medio; la respiración, la actividad vasomotora y las ondas vasoconstrictoras varían de forma lenta la componente DC. El periodo de la señal viene dictado por el latido del corazón y la amplitud por la concentración de los diferentes componentes de la sangre arterial y la longitud de la trayectoria de la luz [15].

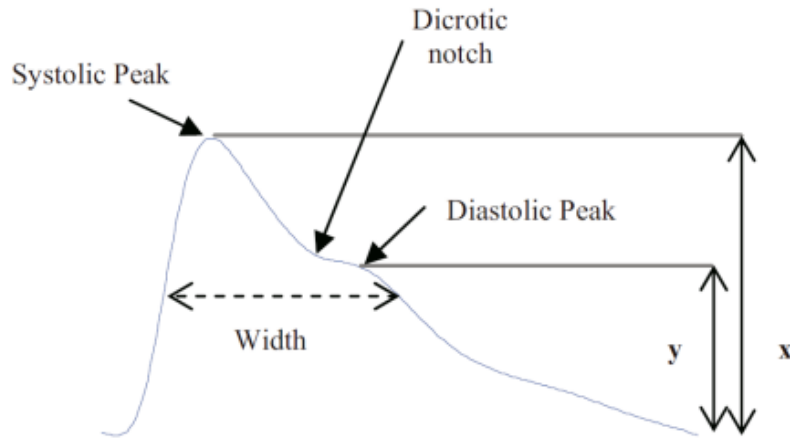


Figura 7. Ciclo completo de la señal PPG de un paciente sano (tomado de [16])

Durante la diástole el volumen de sangre en las arterias disminuye, aumentando la transmisión de luz. Por otra parte, después de la sístole el volumen de la sangre en las arterias aumenta, reduciendo la transmisión de luz. Por lo tanto, la naturaleza de la señal PPG es pulsátil según su frecuencia cardiaca. El ancho de banda de la señal fotopleletismográfica está comprendido entre [0.5, 4.0] Hz y como observamos en la *Figura 8* el rango de tensión está comprendido entre [-0.7 y 1.1] V.

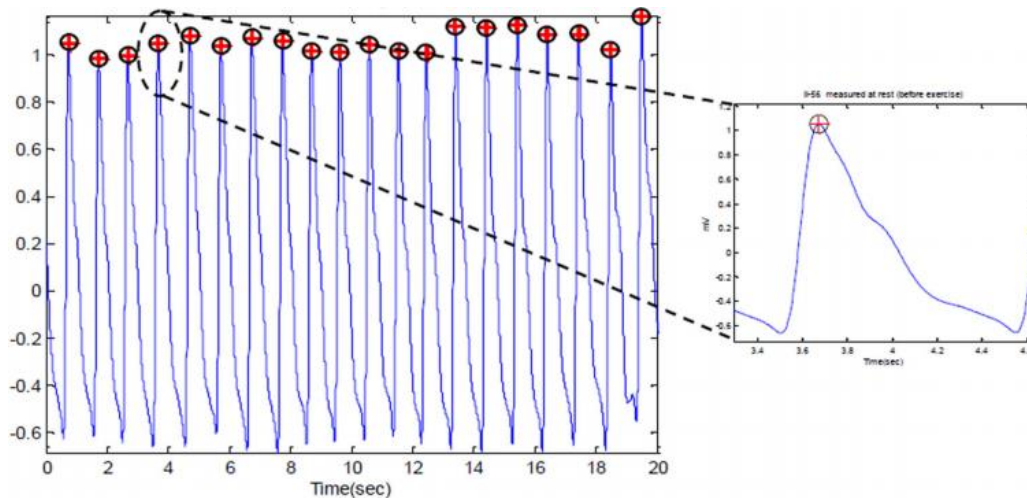


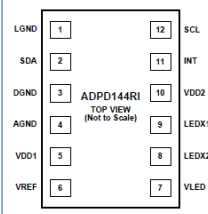
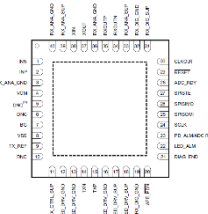
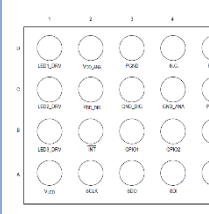
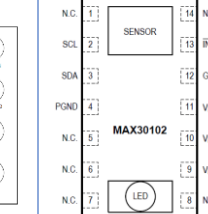
Figura 8. Gráfica V - t de la señal PPG (tomado de [18])

5. SENSORES COMERCIALES

La gran mayoría de sensores comerciales contienen, a parte del propio fotodiodo y los 2 LEDs rojo e infrarrojo que constituyen el sensor, la electrónica necesaria para el acondicionamiento y digitalización de la señal fotopleletismográfica generada por el sensor. Según un análisis de mercado el fabricante *Maxim Integrated* (San Jose, CA, USA) es el distribuidor más grande de este tipo de sensores integrados, por otra parte, también existen otros fabricantes como *Analog Devices* (Norwood, USA) y *Texas Instruments* (Dallas, Texas, USA) que distribuyen sus propios

sensores de SpO₂. En la *Tabla 3* se muestra una comparativa de los sensores de estas compañías.

Tabla 3. Comparación de los diferentes sensores de SpO₂ integrados del mercado.

Características	ADPD144RI	AFE4490	MAX86140	MAX30102
Fabricante	Analog Devices (Norwood, USA)	Texas Instruments (Dallas, Texas, USA)	Maxim Integrated (San Jose, CA, USA)	Maxim Integrated (San Jose, CA, USA)
Tamaño (mm)	2.8 x 5.0	6.0 x 6.0	2.048 x 1.848	5.6 x 3.3
Nº pines	12	40	20	14
Rango temperatura	[-40, 85] °C	[-40, 85] °C	[-40, 85] °C	[-40, 85] °C
Comunicación	I ² C	SPI	SPI	I ² C
Resolución ADC	14 bits	22 bits	19 bits	18 bits
LEDs y Fotodiodos	Internos	Externos	Externos	Internos
Corriente LED drivers	[8.5, 370] mA	50 mA 75 mA 100 mA 150 mA 200 mA	31 mA 62 mA 93 mA 124 mA	[0, 50] mA
Frecuencia muestro	1369.86 Hz	20 kHz a 250 Hz	[8, 4096] sps	[50, 3200] sps
Datasheet	[20]	[21]	[22]	[9]
Precio	7,66 €	6,58 €	3,08 €	3,55 €
Imagen				

Se ha elegido el sensor MAX30102 de *Maxim Integrated* (San Jose, CA, USA) frente a los otros debido a varias razones. Al principio se desecharon los sensores AFE4490 de *Texas Instruments* (Dallas, Texas, USA) y MAX86140 de *Maxim Integrated* debido a la cantidad de pines que tienen, 40 y 20 respectivamente, la implementación de los LEDs es externamente y la comunicación es mediante el bus SPI. A continuación, se desechó el sensor ADPD144RI de *Analog Devices* (Norwood, USA) frente al MAX30102, pese su similitud, debido a que la resolución del ADC por parte del ADPD144RI es menor respecto al elegido. Por otra parte, *Maxim Integrated* es un reconocido fabricante en el campo de sensores de ámbito clínico y dispone de una amplia gama de sensores pulsioximétricos.

6. SENSOR MAX30102

El MAX30102 es un sensor integrado del fabricante *Maxim Integrated* (San Jose, CA, USA) que mide la saturación de oxígeno en sangre y el ritmo cardiaco diseñado para suplir los requisitos de los dispositivos portátiles. El sensor presenta un tamaño reducido sin perder funciones eléctricas y ópticas. Este sensor *Figura 9* está constituido por un LED rojo ($\lambda = 660$ nm), un LED infrarrojo ($\lambda = 880$ nm) y un fotodetector para sendas longitudes de onda. A parte contiene electrónica de bajo ruido y circuitería para rechazar el efecto de la luz ambiente [9].

El MAX30102 integra drivers para los LEDs Rojo e Infrarrojo para modular sus pulsos para la medida del ritmo cardiaco y la saturación de oxígeno. La corriente de los LEDs se puede programar en un rango de 0 a 50 mA y el ancho de banda en un rango entre 69 y 411 μ s. Fijar el ancho de pulso de los LEDs permite optimizar la precisión del SpO₂ y el ritmo cardiaco y el consumo de energía dependiendo de su uso.

El sensor se alimenta a 1.8 V y una tensión de 3.3 V separada que alimenta a los diodos LEDs. La comunicación del sensor con el exterior es a través de una interfaz I²C.

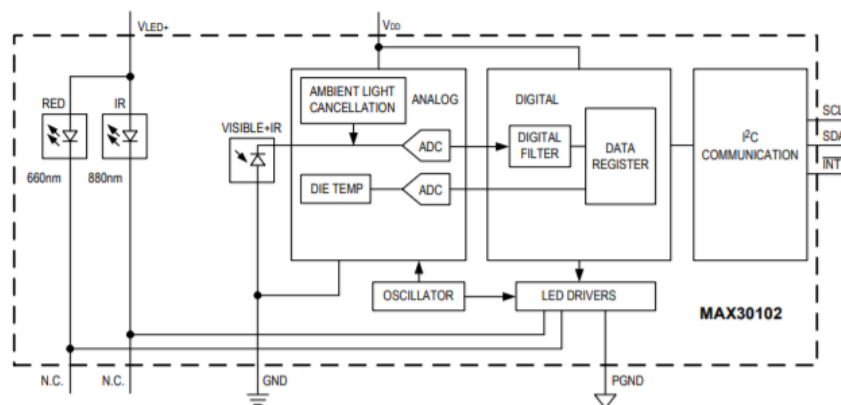


Figura 9. Esquema de bloques interno del MAX30102 (tomado de [9]).

6.1. LED DRIVER

El bloque del LED driver está formado por los drivers de los LEDs rojo e infrarrojo que modulan los pulsos de corriente que reciben los LEDs para las medidas de SpO₂ y pulso cardiaco. El MAX30102 puede programar la corriente de LED en un rango entre 0 y 50 mA con una tensión típica de alimentación de 3.3 V y una modulación PWM con ancho de pulso programable en un rango entre 69 y 411 μ s [9].

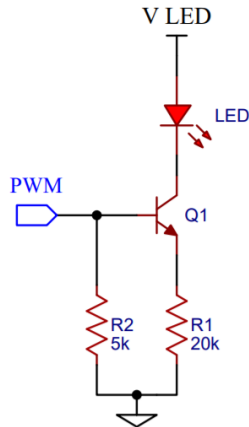


Figura 10. Esquema unifilar del bloque LED driver.

La intensidad del LED se controla mediante una señal PWM, sin embargo, esta no tiene la suficiente fuerza para que el LED funcione correctamente. En la *Figura 10* se observa como la señal PWM ataca a la base del transistor BJT ofreciendo al LED la corriente necesaria para su correcto funcionamiento.

6.2. CANCELACIÓN DE LUZ AMBIENTE

El bloque de cancelación de luz ambiente está formado por un sistema de Track/Hold para cancelar la luz del ambiente y aumentar el rango dinámico efectivo. El MAX30102 puede cancelar una corriente ambiental de 200 μ A.

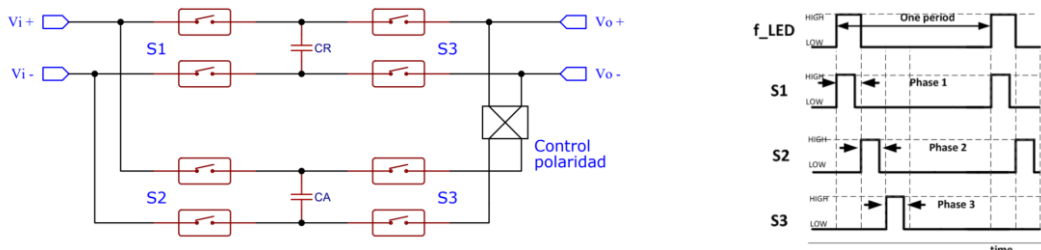


Figura 11. Esquema unifilar del bloque de cancelación de luz ambiental y cronograma del funcionamiento de los interruptores (tomado de [23]).

La *Figura 11* muestra el esquema interno del bloque de la cancelación de luz ambiente y el cronograma que muestra el funcionamiento de los interruptores. En la fase 1 el interruptor S1 se cierra y el S2 y S3 permanecen abiertos. En este momento se carga el condensador CR con la

información obtenida del fotodiodo cuando los LEDs están encendidos, por lo que la tensión almacenada es la suma de la tensión generada por los LEDs y por la luz ambiental. En la fase 2 se cierra el S2 cargando el condensador CA y se abren el S1 y el S3. En esta fase los LEDs están apagados por lo que el fotodiodo solo recoge la luz ambiental, por lo que la tensión almacenada en CA es la tensión generada por la luz ambiente. En la tercera fase se cierra el S3 y se abren el S2 y S1. En la fase 3 cuando el Control de polaridad está a nivel bajo, el nodo positivo y negativo del condensador CR se conecta al nodo positivo y negativo de CA respectivamente; mientras que cuando el Control de polaridad está a nivel alto, el nodo positivo y negativo de CR se conecta al nodo negativo y positivo de CA respectivamente [23]. Por lo tanto, la tensión a la salida del bloque se expresa como:

$$V_o = \frac{(CR \cdot V_i^{S1} - CA \cdot V_i^{S2})}{CR + CA} \xrightarrow{\text{Simplificando}} V_o = \frac{V_i^{S1} - V_i^{S2}}{2} \quad (10)$$

donde V_i^{S1} es la tensión cargada en el condensador CR y V_i^{S2} la tensión cargada en el condensador CA, por lo que:

$$V_i^{S1} = V_{LED} + V_{AMBIENTE} \quad (11)$$

$$V_i^{S2} = V_{AMBIENTE} \quad (12)$$

Por lo que la expresión de la tensión de salida queda de la forma:

$$V_o = \frac{V_{LED} + V_{AMBIENTE} - V_{AMBIENTE}}{2} = \frac{V_{LED}}{2} \quad (13)$$

donde V_{LED} es la tensión generada cuando el LED está encendido.

6.3. INTERFAZ I²C

La interfaz I²C es un tipo de bus desarrollado por *Philips Semiconductors* en 1982 para la comunicación interna de sus dispositivos electrónicos. Posteriormente se adoptó por otros fabricantes hasta convertirse en un estándar de mercado.

El bus I²C está formado por 2 cables, uno para la señal de reloj (SCL) y otro para el envío de datos (SDA) alimentados por la misma tensión y comparten la misma referencia. Como se muestra en la *Figura 12* las señales SDA y SCL se conectan a la alimentación mediante 2 resistencias de *pull-up*, una para cada cable. Presenta una arquitectura de tipo maestro-esclavo: Primero el dispositivo en función de maestro inicia la comunicación con los dispositivos esclavos, a continuación, el maestro puede enviar datos a los esclavos o recibir información de ellos.

La interfaz I²C es un bus en serie síncrono. El maestro proporciona la señal de reloj a todos los esclavos evitando la necesidad de que cada esclavo tenga su propia señal de reloj y elimina la necesidad de sincronizar una velocidad de transmisión [10].

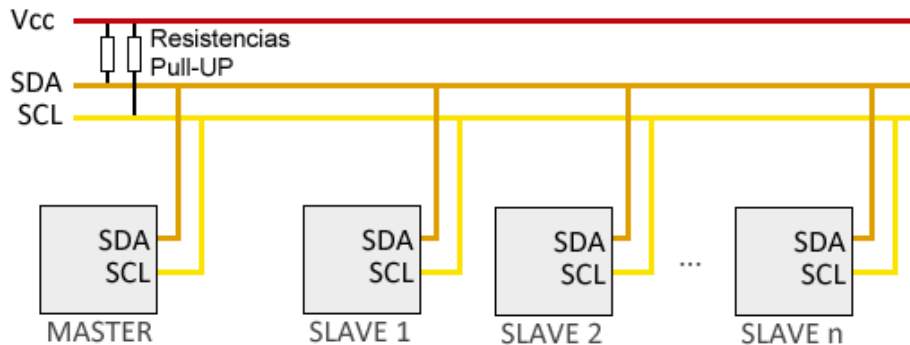


Figura 12. Esquema de conexiones del bus I²C (tomado de [10])

6.3.1. PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN

Inicialmente las señales SDA y SCL se encuentran en estado lógico alto (H), esperando a que un maestro ocupe la línea de comunicación estableciendo la secuencia de inicio. El maestro cambia el estado de la línea SDA a un estado lógico bajo (L), manteniendo la línea de reloj en estado H (ver Figura 14). Posteriormente como observamos en la Figura 13, el primer byte que transmite el maestro está formado por 7 bits de dirección (A6... A0) y uno de Lectura/Escritura (R/W). Si la dirección corresponde con un dispositivo esclavo este devuelve al maestro un bit de reconocimiento (ACK) de estado lógico L. Después de esta secuencia, se establece la comunicación entre maestro y esclavo [11].



Figura 13. Información que contiene el primer byte que transmite el maestro en cada pulso de reloj (tomado de [11]).

El bit de Lectura/Escritura a nivel bajo se corresponde al modo de escritura. El maestro es el encargado de transmitir los datos al esclavo mientras continúe recibiendo señales de reconocimiento. Por otra parte, el bit de Lectura/Escritura a nivel alto se corresponde al modo de lectura. En este modo el maestro recibe los datos transmitidos por el esclavo, el maestro transmite un bit de reconocimiento al esclavo por cada byte que envía.

La secuencia de parada se realiza por el maestro para dejar libre el bus. Al contrario que la secuencia de inicio, el maestro cambia el estado lógico del SDA a H, mientras la señal de reloj permanece en H (ver *Figura 14*). Si el maestro quiere continuar transmitiendo datos a otro esclavo o cambiar el estado del bit R/W, se tiene que volver a realizar la secuencia de inicio en lugar de la de parada.



Figura 14. Secuencia de inicio y parada del protocolo I²C (tomado de [11]).

7. DISEÑO DEL SISTEMA

La *Figura 15* muestra el diagrama de bloques de las diferentes etapas que forman el sistema completo y el orden que seguirá este proyecto para el análisis y diseño de cada uno de los bloques. La primera etapa está formada por una *Power Bank* que carga una batería de 3.6 V y eleva su tensión a 5 V en su salida, a continuación, se regula la tensión de 5 V a 3.3 y 1.8 V utilizando dos reguladores de tensión. La etapa del sensor MAX30102 está formada por el propio sensor y el diseño de las resistencias de *pull-up* utilizadas para la comunicación con el μ C. La penúltima etapa es el análisis del microcontrolador utilizado y la última etapa es el análisis y conexión del módulo bluetooth del sistema.

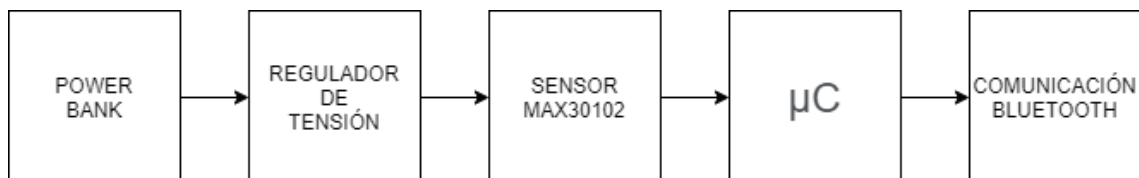


Figura 15. Diagrama de bloques del sistema completo.

7.1. POWER BANK

Al tratarse de un dispositivo portátil, es necesaria la implementación de una *Power Bank* para la carga de la batería interna del sistema mediante un cargador convencional con una salida de 5 V. Para el diseño de la *Power Bank* se ha utilizado el integrado ACT2813 de Qorvo (Shanghai, China) [25]. El ACT2813 es un circuito integrado de 20 pines que junta un cargador de batería con un convertidor Boost que eleva su tensión a 5 V. En la hoja de características del integrado se muestra el circuito típico de aplicación del ACT2813 (ver *Figura 16*) y la lista de componentes necesarios.

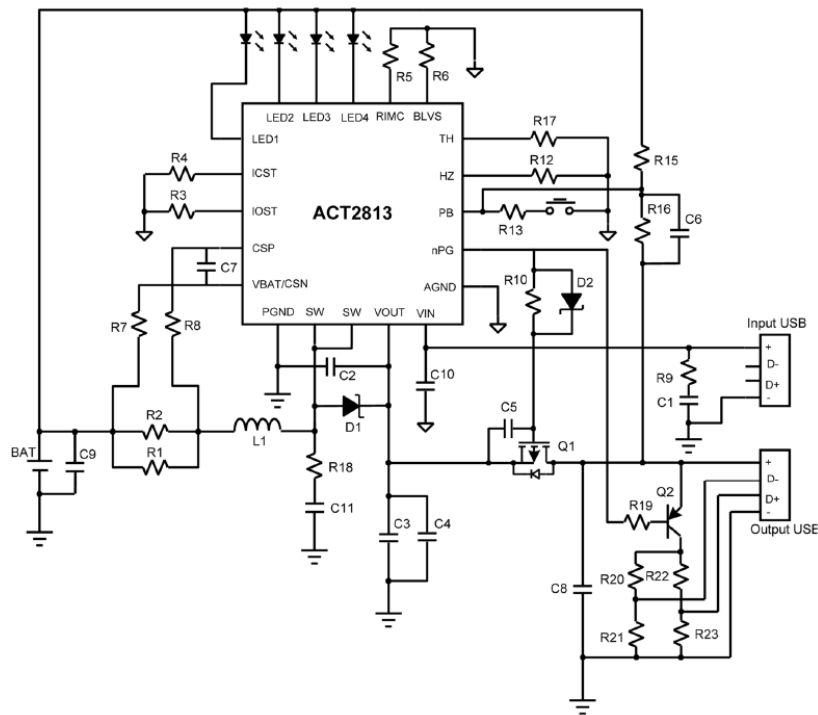


Figura 16. Circuito típico de aplicación del ACT2813 (tomado de [25])

En la *Tabla 4* se muestran los valores de los componentes de la *Figura 16* tabulados en el datasheet del ACT2813.

Tabla 4. Valor de los componentes del circuito de la Power Bank (tomado de [25])

ITEM	REFERENCIA	VALOR
1	L ₁	22 μ H
2	C ₁	2.7 μ F
3	C ₂ , C ₃ , C ₄ , C ₉	22 μ F
4	C ₅ , C ₆	2.2 μ F
5	C ₇	10 nF
6	C ₈	0.1 μ F
7	C ₁₀	10 μ F
8	C ₁₁	4.7 nF
9	R ₁ , R ₂	50 m Ω
10	R ₃ , R ₁₀	100 k Ω
11	R ₄	48 k Ω
12	R ₅	68 k Ω
13	R ₆	60.4 k Ω
14	R ₇ , R ₈ , R ₁₂	0 Ω
15	R ₉	2.7 Ω
16	R ₁₃	100 Ω
17	R ₁₅	715 k Ω
18	R ₁₆ , R ₁₉	200 k Ω
19	R ₁₇	10 k Ω
20	R ₁₈	0.47 Ω
21	Q ₁	MOSFET CANAL N
22	Q ₂	BJT PNP
23	D ₁	Schottky
24	D ₂	Schottky

En el circuito de la *Figura 16* se ha modificado el USB de tipo A del input por un USB tipo C para poder cargar el dispositivo desde cualquier cargador convencional con cable tipo C. Además, el USB del output se ha eliminado debido a que la tensión de salida se conecta directamente con la siguiente etapa del sistema. Para la conexión del USB tipo C hembra, se conecta el pin positivo del USB con el pin (Vin) del ACT2813.

Para el diseño de este circuito, es necesario aislar la masa analógica de la digital para prevenir interferencias, ya que en el propio diseño de la *Figura 16* se muestran dos tipos de masas diferentes para sendos tipos de señal. Además la batería externa mostrada en el esquemático es de botón de 3.6 V recargable.

7.2. REGULADOR DE TENSIÓN

El sensor MAX30102 necesita una alimentación de 1.8 V y de 3.3 V para los LEDs. Partimos de una tensión de alimentación de 5V, por lo que son necesarios dos reguladores de tensión. Utilizaremos el integrado LM1086 [32] de *Texas Instruments*. En la *Figura 17* se muestra el esquema básico de funcionamiento del LM1086.

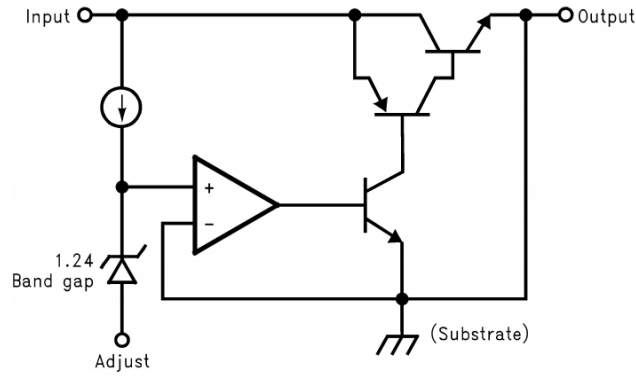


Figura 17. Esquema básico del funcionamiento del LM1086

El esquema se compone por un amplificador operacional con realimentación negativa que tiene como entrada un diodo Zener de 1.24 V y como salida un transistor NPN para amplificar la corriente de salida del AO. En el colector hay una estructura parecida a la de un transistor Darlington con la diferencia que uno de los dos transistores es PNP y el otro NPN. Este cambio proporciona caída de tensión más baja en los transistores, así como una menor corriente de reposo. Como se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 18, se diseñan los dos reguladores en cascada, es decir, la salida del regulador de 3.3 V será la entrada de regulador de 1.8 V.

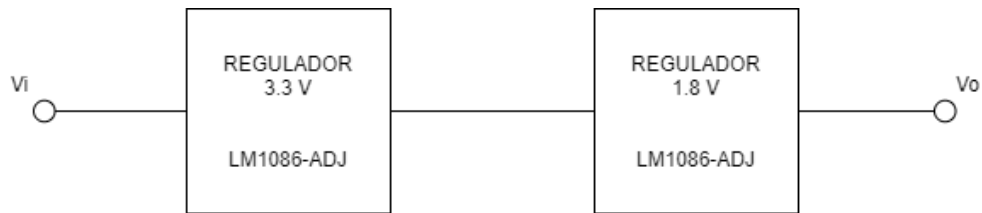


Figura 18. Diagrama de bloques de los reguladores

Para el diseño de cada uno de los reguladores, se implementan de forma externa dos resistencias R1 y R2 como se muestra en la Figura 19, así como dos condensadores de desacoplo de 10 μ F a la entrada y a la salida del esquema.

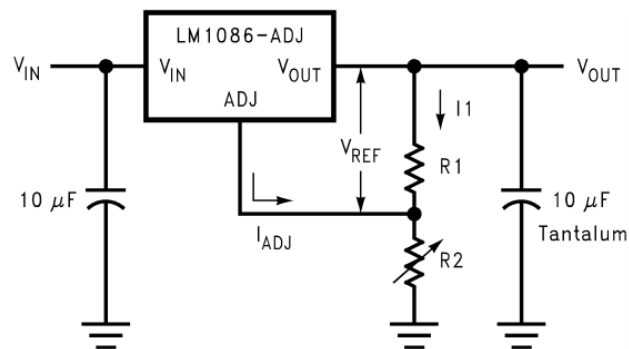


Figura 19. Esquema básico del regulador LM1086

Según la hoja de características del integrado la tensión de salida viene dada según la ecuación:

$$V_{OUT} = V_{REF} \left(1 + \frac{R2}{R1} \right) + I_{ADJ} \cdot R2 \quad (14)$$

donde V_{OUT} es la tensión que queremos a la salida del regulador, V_{REF} la tensión de referencia de 1.25 V según la hoja de características, I_{ADJ} la corriente de ajuste con un valor típico de 55 μ A según el fabricante y las resistencias a diseñar $R1$ y $R2$.

Como tenemos un grado de libertad, dejaremos $R2$ en función de $R1$, quedando de esta forma:

$$V_{OUT} = V_{REF} + \frac{V_{REF}}{R1} R2 + I_{ADJ} \cdot R2 = V_{REF} + \left(\frac{V_{REF}}{R1} + I_{ADJ} \right) R2 \quad (15)$$

$$R2 = \frac{V_{OUT} - V_{REF}}{\frac{V_{REF}}{R1} + I_{ADJ}} = \frac{R1 (V_{OUT} - V_{REF})}{V_{REF} + I_{ADJ} \cdot R1} \quad (16)$$

Para el regulador de 3.3, consideramos $R1 = 2.2 \text{ k}\Omega$, por lo tanto:

$$R2 = \frac{2.2 (3.3 - 1.25)}{1.25 + 5.5 \cdot 10^{-6} \cdot 2.2} = 3.608 \text{ k}\Omega \xrightarrow{E24} R2_{Norm} = 3.6 \text{ k}\Omega \quad (17)$$

Para el regulador de 1.8, consideramos $R1 = 10 \text{ k}\Omega$, por lo tanto:

$$R2 = \frac{10 (1.8 - 1.25)}{1.25 + 5.5 \cdot 10^{-6} \cdot 10} = 4.4 \text{ k}\Omega \xrightarrow{E24} R2_{Norm} = 4.3 \text{ k}\Omega \quad (18)$$

Por lo tanto, en la *Figura 20* se muestra el diagrama completo de los dos reguladores en cascada.

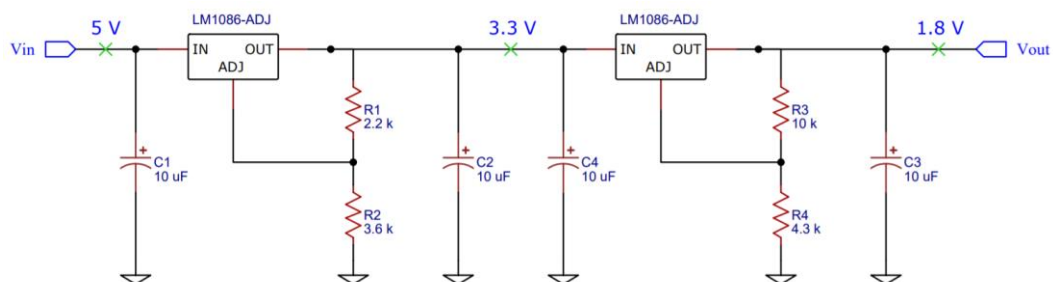


Figura 20. Esquema completo de los dos reguladores de tensión

7.3. INTERFAZ I²C RESISTENCIAS PULL-UP

Al tratarse de líneas en colector abierto, es necesaria la implementación de resistencias de *pull-up*. Para el diseño de las resistencias de se consultó las especificaciones del bus I²C [24]. Según las especificaciones, el valor de las resistencias de *pull-up* está comprendido entre un valor máximo y mínimo:

$$R_{MIN} = \frac{V_{DD} - V_{OL(MAX)}}{I_{OL}} \quad (19)$$

donde V_{DD} es la tensión de alimentación del bus, $V_{OL(MAX)}$ es la tensión máxima de salida a nivel bajo del sensor MAX30102 y I_{OL} es a corriente de salida a nivel bajo del sensor.

$$R_{MAX} = \frac{t_r}{0.8473 \cdot C_b} \quad (20)$$

donde t_r es el tiempo de subida del protocolo I²C y C_b es la capacidad estándar del bus I²C.

En el diseño de la resistencia mínima de *pull-up*, la tensión de alimentación del bus I²C (V_{DD}) es igual a la de alimentación de los LEDs y los valores de $V_{OL(MAX)}$ y I_{OL} se obtienen en la hoja de características del sensor MAX30102 [9], por lo tanto:

$$\begin{aligned} V_{DD} &= 3.3 \text{ V} & V_{OL(MAX)} &= 0.2 \text{ V} & I_{OL} &= 6 \text{ mA} \\ R_{MIN} &= \frac{3.3 - 0.2}{6 \cdot 10^{-3}} = 516.67 \Omega \end{aligned} \quad (21)$$

En el diseño de la resistencia máxima de *pull-up*, el tiempo de subida (t_r) y la capacidad del bus (C_b) viene especificado en el protocolo I²C [24].

$$\begin{aligned} t_r &= 1 \mu\text{s} & C_b &= 400 \text{ pF} \\ R_{MAX} &= \frac{1 \cdot 10^{-6}}{0.8473 \cdot 400 \cdot 10^{-12}} = 2.95 \text{ k}\Omega \end{aligned} \quad (22)$$

El valor de la resistencia de PULL-UP tiene que estar entre:

$$R_{MIN} \leq R_{PULL-UP} \leq R_{MAX} \quad (23)$$

$$516.67 \Omega \leq R_{PULL-UP} \leq 2.95 \text{ k}\Omega \quad (24)$$

Para escoger el valor de $R_{PULL-UP}$ hay que tener en cuenta que valores pequeños de resistencia mejoran la sensibilidad al ruido y disminuyen el tiempo de subida (t_r) y bajada (t_f) pero por el contrario el consumo incrementa. Mientras que valores grandes de resistencia, generan más ruido. Por lo que teniendo en cuenta estas condiciones la resistencia escogida es de: $R_{PULL-UP} = 1 \text{ k}\Omega$

7.4. MICROCONTROLADOR

Para la comunicación I²C con el sensor MAX30102 se ha utilizado una placa de microcontrolador (μ C) de la empresa Arduino (Budapest, HU), especialmente se ha utilizado el modelo Arduino Pro Mini, basado en el μ C ATmega328 [26], debido a su pequeño tamaño y que no posee entrada USB. Al ser una placa pequeña se puede acoplar con facilidad al dispositivo. El ATmega328 es un μ C CMOS de 8 bits de bajo consumo con un rendimiento de la CPU de casi un millón de instrucciones por segundo por megahercio (MIPS/MH). Este μ C de 32 pines contiene una arquitectura avanzada RISC, una memoria no volátil de alta resistencia de tipo FLASH, EEPROM y SRAM, es compatible con protocolo SPI e I²C y 23 líneas I/O programables entre otros. En la *Figura 21* se observa el esquema del ATmega328 dentro de la placa de Arduino Pro Mini. Se destacan los pines 27 y 28 para la comunicación I²C (SDA y SCL respectivamente), el cristal de Cuarzo (Q1) de 20 MHz conectado a los pines 7 y 8, una Vcc de 5 V y una señal de *Reset* a nivel bajo cuando se activa el interruptor S1.

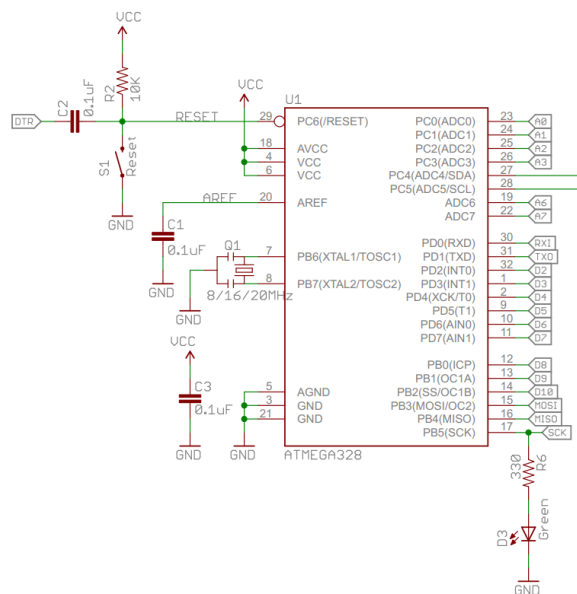


Figura 21. Esquemático del ATmega328 de la placa del Arduino Pro Mini (tomado de [27])

La *Figura 22* muestra la placa de Arduino Pro Mini completa con el nombre de cada uno de los pines. La conexión con el sensor MAX30102 se realiza a través de los pines A4 y A5 ya que son los destinados a la comunicación I²C, siendo el A4 el correspondiente a la señal SDA y el A5 el correspondiente a la señal SCL. A parte del conexionado del sensor con la placa, es necesario la programación del ATmega328 utilizando el software libre de *Arduino* (Budapest, Hungría).

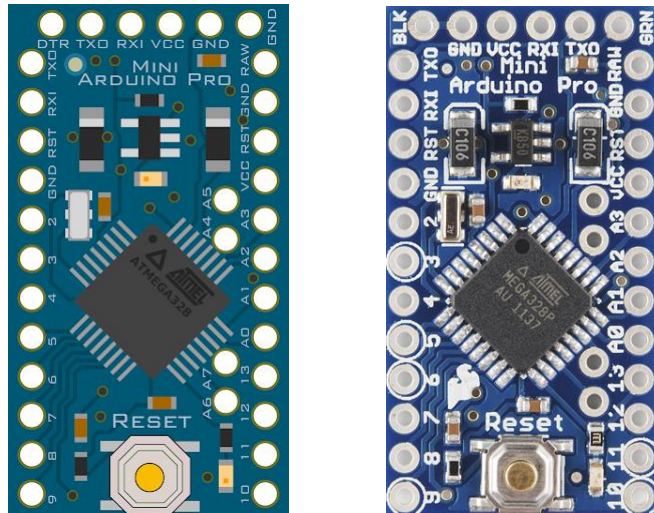


Figura 22. Placa de Arduino Pro Mini

```

#include "MAX30100.h"

PulseOximeter pox;
uint32_t tsLastReport = 0;

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

void setup()
{
    Serial.begin(9600);
    Serial.print("Iniciando sensor...");

    // Instanciación del pulsioxímetro

    if (!pox.begin()) {
        Serial.println("FAILED");
        for(;;); // Bucle infinito
    } else {
        Serial.println("SUCCESS");
    }

    // Llama al driver para establecer la corriente de los LEDs a 7.6 mA
    pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);

    // Llama a la función onBeatDetected para registrar el pulso
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop()
{
    pox.update(); // Actualiza el sensor

    Serial.print("Heart rate:");
    Serial.print(pox.getHeartRate()); //Saca por pantalla el valor del pulso cardiaco
    Serial.print("bpm / SpO2:");
    Serial.print(pox.getSpO2()); //Saca por pantalla el valor de SpO2
    Serial.println("");
}

```

Este código lee los datos enviados por el sensor y los muestra por pantalla, destacando la librería MAX30100.h para el funcionamiento del código. En la *Figura 23* se muestra el flujograma de ejecución del código comentado anteriormente. Se puede observar en el diagrama de flujo que si no se ha inicializado el sensor correctamente el sistema se queda en pausa dentro de un bucle infinito.

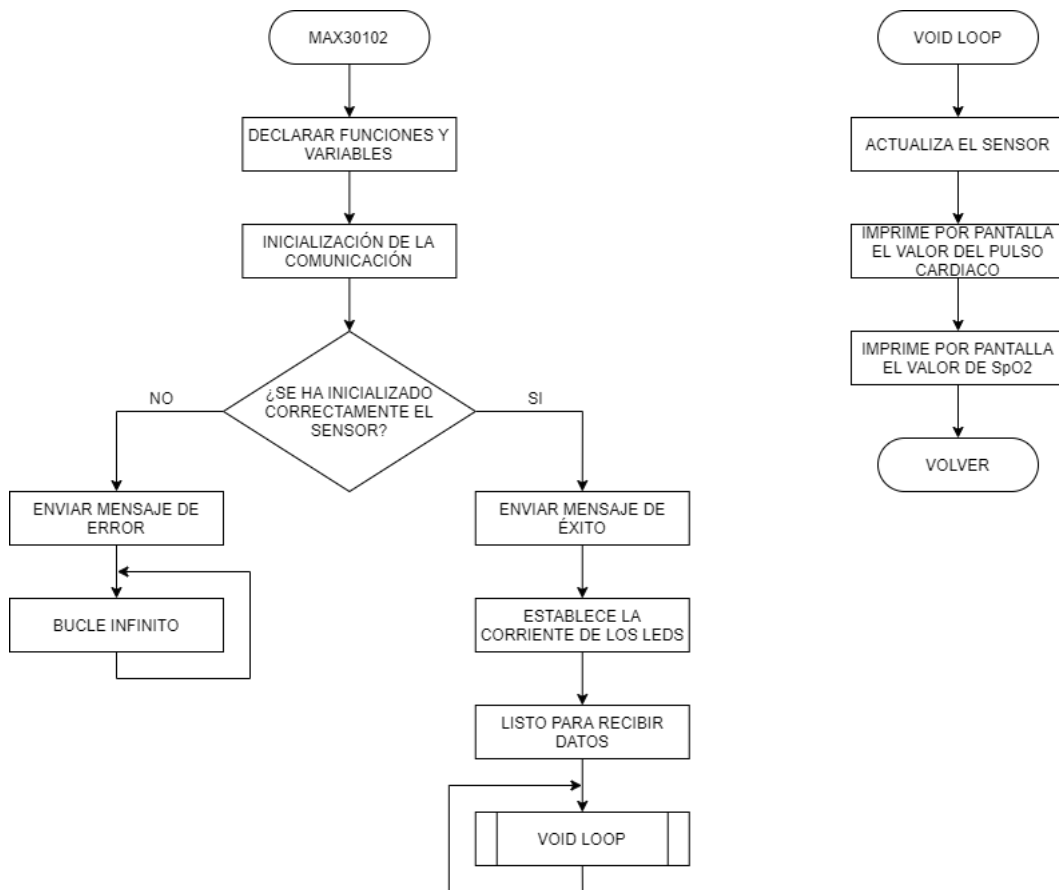


Figura 23. Flujograma de comunicación del sensor con la placa de Arduino.

7.5. COMUNICACIÓN BLUETOOTH

Para la interfaz con el usuario, se ha optado por una aplicación en el teléfono móvil Android de cada usuario. Para ello, es necesario un módulo bluetooth compatible con la placa de Arduino. Se ha utilizado el módulo HC-06 [28]. Este módulo opera a una frecuencia de 2.4 GHz, tiene una tensión de alimentación de 3.3 V, sistema Bluetooth V2.0+EDR, y antena integrada en la PCB con una distancia máxima de 10 m. En la *Figura 24* observamos el módulo HC-06 así como su tamaño.

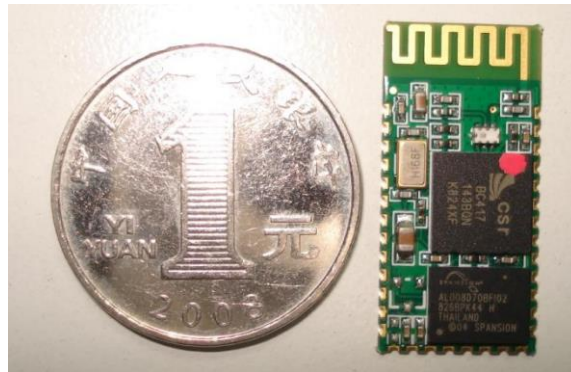


Figura 24. Tamaño del módulo HC-06 (tomado de [28])

En la *Figura 25* se muestra el esquemático del acondicionamiento del HC-06 diseñado basándonos en la hoja de características del módulo, destacando el integrado MAX3232 de *Texas Instruments* [29] formado por 2 drivers línea y 2 receptores de línea que proporciona una interfaz eléctrica entre un controlador de comunicación asíncrona y el conector de puerto serie con un rango de alimentación de 3 a 5.5 V. La señal de alimentación del módulo (Vcc) viene de los 3.3 V del rectificador diseñado en el apartado 7.2.

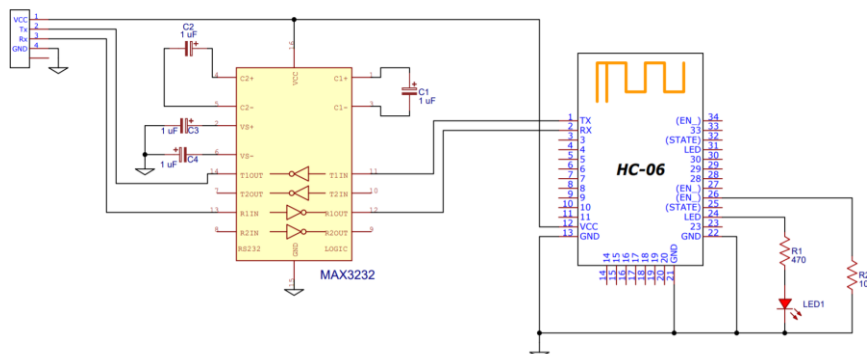


Figura 25. Esquemático completo del módulo bluetooth HC-06

La conexión del módulo con el Arduino Pro Mini se realiza a través de los pines Rx y Tx conectándose a los pines 2 y 4 de la placa del μ C respectivamente. Para la configuración del módulo es necesaria la programación del ATmega328 utilizando el software libre de Arduino (Budapest, HU). Por otra parte, para la conexión Bluetooth con el móvil Android se utiliza la

aplicación *Arduino bluetooth controler*. Para la vinculación se busca el nombre del dispositivo y se escribe la contraseña por defecto 1234 y el nombre HC-06.

```
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial hc06(2,4);

float sensor_val=0;

void setup(){
  //Inicialización del monitor serie
  Serial.begin(9600);
  //Inicialización del puerto hc06
  hc06.begin(9600);
}

void loop(){
  //Comprueba si hay comunicacion con el puerto hc06
  if (hc06.available()){ //Comunicación proveniente del hc06
    Serial.write(hc06.read()); //Escribe los datos en el monitor serie
  }
  if(Serial.available()) { //Comunicación proveniente del monitor serie
    hc06.write(Serial.read()); //Escribe los datos en el puerto hc06
  }
}

// Simulación del sensor
sensor_val=(float)random(256); // Numero aleatorio entre 0 y 255

//Escribe el resultado del sensor en el puerto hc06
hc06.print(sensor_val);
delay(100);
}
```

Este código envía los datos al puerto HC-06 de un valor entre el 0 y el 255 y del puerto a través de Bluetooth al teléfono. Destacando la librería SoftwareSerial.h para el funcionamiento del código y, en la línea 2, la inicialización de los pines donde conectamos las líneas Rx y Tx respectivamente. En este código se simula un sensor que genera números aleatorios entre el 0 y el 225, en nuestro diseño ese sensor simulado es el MAX30102 que enviará el valor de SpO₂ al puerto HC-06.

8. RESULTADOS

En la *Figura 26* se muestra el conexionado completo de todas las partes del sistema donde la entrada es un USB tipo C hembra y la salida es el módulo bluetooth. Observando el circuito completo se destaca la pila de botón de 3.6 V recargable utilizando el integrado ACT2813 cuando se conecta un cargador convencional vía USB tipo C. El sistema completo tiene autonomía debido a que la Boost de la alimentación eleva el valor de la pila de 3.6 V a 5 V para poder alimentar el resto del circuito utilizando los integrados LM1086-ADJ que dividen la tensión general a 3.3 y 1.8 V. A demás, el circuito presenta 5 LEDs, 4 para indicar la carga de la batería y un quinto para indicar la conexión bluetooth. Todos los valores de los componentes se recogen en la *Tabla 5*.

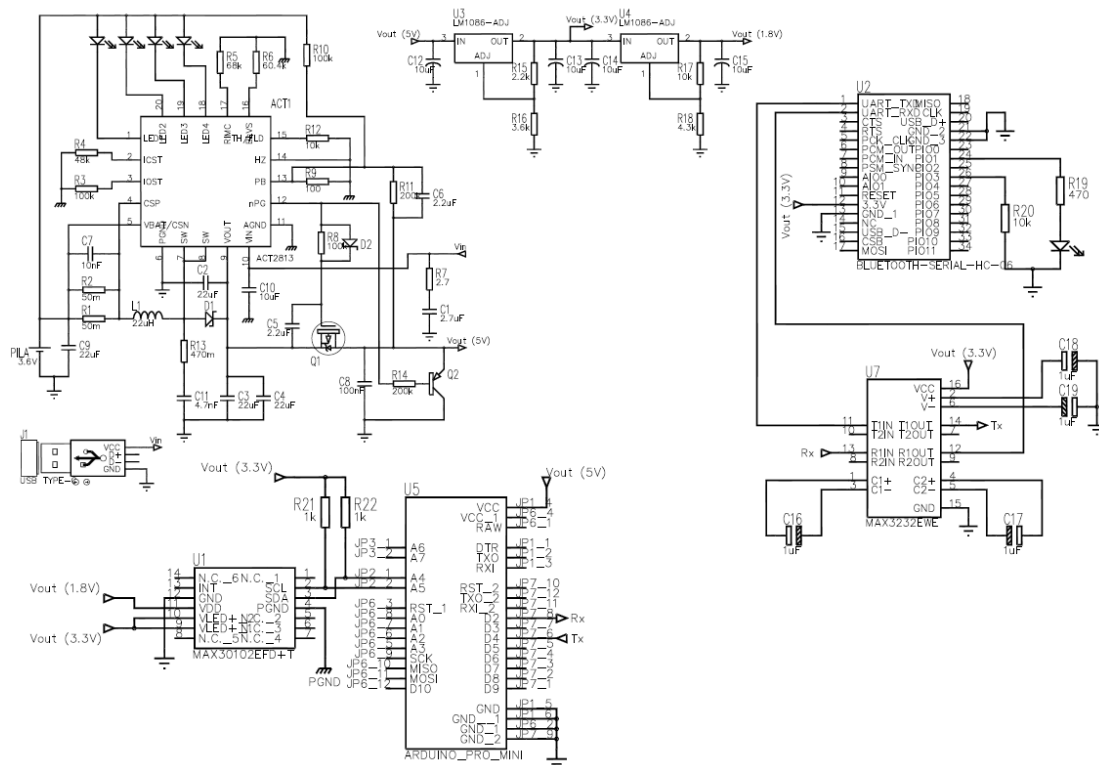


Figura 26. Esquema unifilar del sistema completo

Tabla 5. Tabla resumen de todos los componentes del circuito y sus valores.

ITEM	VALOR	ITEM	VALOR	ITEM	VALOR
R1	50 mΩ	C1	2.7 μF	U1	MAX30102
R2	50 mΩ	C2	22 μF	U2	HC-06
R3	100 kΩ	C3	22 μF	U3	LM1086-ADJ
R4	48 kΩ	C4	22 μF	U4	LM1086-ADJ
R5	68 kΩ	C5	2.2 μF	U5	ARD. PRO MINI
R6	60.4 kΩ	C6	2.2 μF	U6	ACT2813
R7	2.7 Ω	C7	10 nF	U7	MAX3232
R8	100 kΩ	C8	100 nF	Q1	MOSFET
R9	100 Ω	C9	22 μF	Q2	BJT
R10	100 kΩ	C10	10 μF	D1	SCHOTTKY
R11	200 kΩ	C11	4.7 nF	D2	SCHOTTKY
R12	10 kΩ	C12	10 μF	D3	LED NARANJA
R13	470 mΩ	C13	10 μF	D4	LED AZUL
R14	200 kΩ	C14	10 μF	D5	LED AZUL
R15	2.2 kΩ	C15	10 μF	D6	LED AZUL
R16	3.6 kΩ	C16	1 μF	D7	LED AZUL
R17	10 kΩ	C17	1 μF	USB	TIPO C
R18	4.3 kΩ	C18	1 μF	PILA	3.6 V
R19	470 Ω	C19	1 μF	L1	22 μH
R20	10 kΩ				
R21	1 kΩ				
R22	1 kΩ				

El sistema está compuesto por un total de 22 resistencias, 19 condensadores, 1 bobina, 7 diodos, 5 de ellos LED y 2 Schottky, 7 circuitos integrados, 1 MOSFET y 1 transistor bipolar, entrada USB tipo C y una pila recargable de 3.6 V.

El código completo es la suma de la lectura del sensor y del envío vía bluetooth al teléfono móvil explicados por separado anteriormente:

```

#include "MAX30100.h"
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial hc06(2,4);

PulseOximeter pox;
uint32_t tsLastReport = 0;

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

void setup()
{
    Serial.begin(9600);
    Serial.print("Inicializando sensor...");

    //Inicialización del puerto hc06
    hc06.begin(9600);

    // Instanciación del pulsioxímetro
    if (!pox.begin()) {
        Serial.println("FAILED");
        for(;;); // Bucle infinito
    } else {
        Serial.println("SUCCESS");
    }

    // Llama al driver para establecer la corriente de los LEDs a 7.6 mA
    pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6mA);

    // Llama a la función onBeatDetected para registrar el pulso
    pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);
}

void loop(){
    //Comprueba si hay comunicación con el puerto hc06
    if(Serial.available()) { //Comunicación proveniente del monitor serie
        hc06.write(Serial.read()); //Escribe los datos en el puerto hc06
    }

    // Simulación del sensor
    pox.update(); // Actualiza el sensor
    Serial.print("Heart rate:");
    Serial.print(pox.getHeartRate()); //Saca por pantalla el valor del pulso cardiaco
    hc06.print(pox.getHeartRate()); //Escribe el resultado del sensor en el puerto hc06
    delay(100);
    Serial.print("bpm / SpO2:");
    Serial.print(pox.getSpO2()); //Saca por pantalla el valor de SpO2
    hc06.print(pox.getSpO2()); //Escribe el resultado del sensor en el puerto hc06
    delay(100);
    Serial.println("%");
}

```

El diagrama de flujo que sigue este código es el mostrado en el punto 7.4 añadiendo la parte del envío vía bluetooth como se muestra en la *Figura 27*.

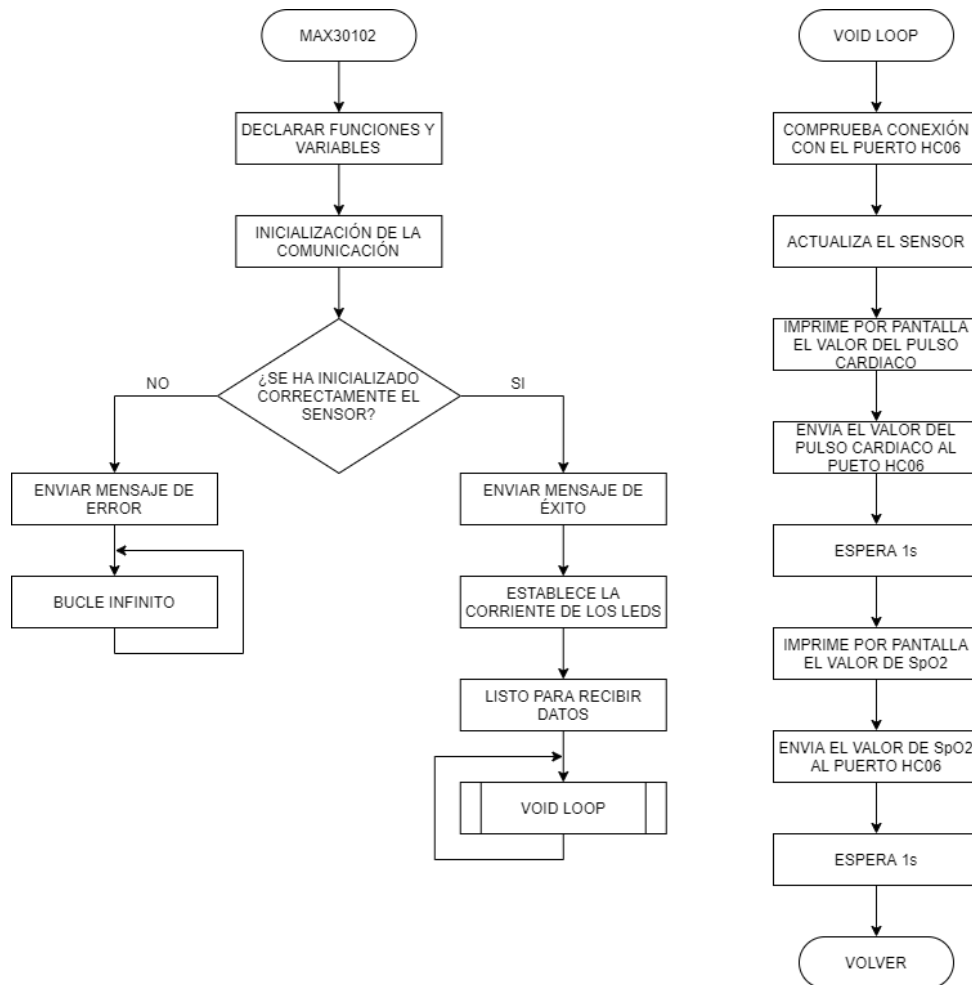


Figura 27. Flujograma de ejecución del sistema completo

9. CONCLUSIONES

El objetivo del proyecto ha sido el diseño de un sistema para la detección de uno de los síntomas de la enfermedad COVID-19. Se ha fabricado un dispositivo para la monitorización continuada de la saturación de oxígeno en sangre de forma no invasiva utilizando un sensor pulsioximétrico dado que un descenso de O_2 es síntoma de la aparición del virus SARS-CoV-2.

Se han cumplido los principales objetivos que se marcaron al inicio del proyecto. Se ha diseñado un dispositivo portátil y de fácil uso para cualquier persona, es un dispositivo autónomo debido a la carga de la batería interna de 3.6 V utilizando un cargador de teléfono móvil común, presenta la inteligencia necesaria para el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre y está dotado de un módulo bluetooth para enviar al móvil los datos registrados por el sensor. Se han utilizado componentes SMD normalizados de resistencias y condensadores para obtener la máxima miniaturización posible.

Se ha calculado la potencia disipada por las resistencias e integrados de la parte de la alimentación (véase ANEXO I) para visualizar el consumo del sistema completo. El coste total de los componentes del sistema completo es de 51.43 €.

10. LÍNEAS FUTURAS

La continuación directa de este proyecto es la de verificación del código utilizado, ya que debido a las limitaciones de material no se ha podido probar el código propuesto. Por otra parte, gracias a que el código se ha desarrollado usando el software libre de *Arduino* (Budapest, HU) se puede modificar y mejorar con facilidad sin ningún coste adicional.

Aun cubriendo las necesidades explicadas en el apartado anterior, una de las metas de este trabajo que no se ha podido cumplir era la implementación del circuito sobre un sustrato textil o polímero para poder darle forma de pulsera. Si que se ha logrado realizar la miniaturización del sistema de cara a este objetivo.

Una de las líneas futuras más potentes es la de la creación de una aplicación móvil diferente a la utilizada en los ejemplos que sirva de almacenamiento de los datos generados por el sensor que posteriormente se suban a la nube de la base de datos del centro de salud del usuario para que el médico pueda consultar los datos de esa persona sin la necesidad de estar presente y pueda realizar un buen diagnóstico.

Como añadidos a la pulsera, la creación de una carcasa para proteger la electrónica y reducir el ruido provocado por la luz ambiente y la incorporación de una pantalla OLED para que el usuario pueda visualizar sus vitales sin necesidad de abrir la aplicación del móvil. Por otra parte, Aun con los cálculos de consumo realizados en el Anexo I, sería conveniente minimizar al máximo el consumo de todos los componentes del circuito.

11. REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud, Preguntas y respuestas sobre la enfermedad por coronavirus (COVID-19) <https://www.who.int/es/emergencias/diseases/novel-coronavirus-2019/advice-for-public/q-a-coronaviruses> (Accedido el 29/11/2020).
- [2] Niraj Sheroy, Rebecca Luchtel and Perminder Gulani, Considerations for target oxygen saturation in COVID-19 patients: are we under-shooting?, BMC Medicine 2020.
- [3] Dr. Luis Díaz Soto, Comparación de la saturación arterial de oxígeno por oximetría de pulso y gasometría arterial, Rev Cub Med Int Emerg 2003.
- [4] Francisco González Romero, Diseño e implementación de un pulsioxímetro reflexivo y estudio de su funcionamiento en diferentes zonas del cuerpo, Dpto. Teoría de la Señal y Comunicaciones. Universidad de Sevilla, 2019.
- [5] Department of Computer and Electrical Engineering, Université Laval, 1065 Avenue de la Médecine, Quebec, QC G1V 0A6, Canada: Source–Detector Spectral Pairing-Related Inaccuracies in Pulse Oximetry: Evaluation of the Wavelength Shift.

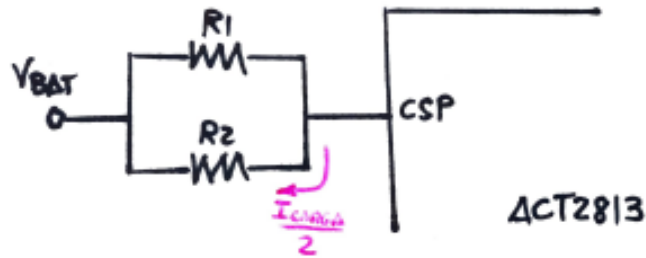
- [6] Profesor Antonio Herrera Escudero, Universidad Veracruzana: Ley de Bouguer-Lambert-Beer <https://www.uv.mx/personal/aherrera/files/2014/05/L.-Ley-de-Bouguer-Lambert-Beer-0.pdf> (Accedido el 30/11/2020).
- [7] Joé Maria Molero García, COVID-19. GdT de Enfermedades Infecciosas semFYC, SoMaMFyC. Actualizado: 24/03/2020
- [8] K. Kashish, M. Priya, P. Yadav, "Design of Low Power Pulse Oximeter for Early Detection of Hypoxemia", 2016 International Conference on Micro-Electronics and Telecommunication Engineering (ICMETE), pp. 600-605, Ghaziabad, 2016.
- [9] Maxim Integrated, High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health, MAX30102 <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf> (Accedido 11/03/2021)
- [10] Luis Llamas, Ingeniería, informática y diseño, El bus I2C en Arduino. Actualizado: 18/05/2016 <https://www.luisllamas.es/arduino-i2c/> (Accedido el 11/03/2021)
- [11] Robots didácticos, Descripción y funcionamiento del Bus I2C <http://robots-argentina.com.ar/didactica/descripcion-y-funcionamiento-del-bus-i2c/> (Accedido el 11/03/2021)
- [12] Olga Jiménez Ramal, Diseño de un pulsioxímetro de bajo coste y salida bluetooth. Escuela técnica superior de ingeniería informática. Universidad de Málaga, Septiembre de 2019
- [13] Katja Urpalainen, Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry algorithm. Thesis submitted for examination for the degree of Master of Science in Technology. School of Electrical Engineering, 17/10/2011.
- [14] Praveen Aroul Sang-Soo Oak, How to Design Peripheral Oxygen Saturation (SpO₂) and Optical Heart Rate Monitoring (OHRM) Systems Using the AFE4403. Texas Instruments, Application Report SLAA655 - March 2015
- [15] Sangeeta Bagha & Laxmi Shaw, A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO₂ and Pulse Rate. International Journal of computer Applications (0975-8887), Volume 36-No, 11/12/2011
- [16] David Martín Sánchez, Diseño de un dispositivo para la detección del estrés a partir de la señal de fotoplethismografía. Escuela técnica superior de ingeniería, Universidad de Sevilla.
- [17] Moraes JL, Rocha MX, Vasconcelos GG, Vasconcelos Filho JE, de Albuquerque VHC, Alexandria AR. Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications. Sensors (Basel). 2018 Jun 9;18(6):1894. doi: 10.3390/s18061894. PMID: 29890749; PMCID: PMC6022166.
- [18] Elgendi M, Norton I, Brearley M, Abbott D, Schuurmans D (2013) Systolic Peak Detection in Acceleration Photoplethysmograms Measured from Emergency Responders in Tropical Conditions. PLoS ONE 8(10): e76585. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0076585>
- [19] Pulsioxímetro profesional de dedo con onda pletismográfica y pantalla OLED, Quirumed Health & Beauty <https://www.quirumed.com/es/pulsioximetro-profesional-de-dedo-con-onda-pletismografica-y-pantalla-oled.html> (Accedido 31/05/2021)

- [20] Analog Devices, PPG Optical Sensor Module with Integrated Red/IR Emitters and AFE, ADPD144RI <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/ADPD144RI.pdf> (Acedido 01/06/2021)
- [21] Texas Instruments, Integrated Analog Front-End for Pulse Oximeters, AFE4490 https://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe4490.pdf?ts=1622477224186&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F (Acedido 01/06/2021)
- [22] Maxim Integrated, Best-in-Class Optical Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health, MAX86140 <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX86140.pdf> (Acedido 01/06/2021)
- [23] J. Kim, T. Lee, J. Kim and H. Ko, "Ambient light cancellation in photoplethysmogram application using alternating sampling and charge redistribution technique," 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015, pp. 6441-6444, doi: 10.1109/EMBC.2015.7319867.
- [24] NXP Semiconductors, UM10204 I²C-bus specification and user manual, Rev. 6 – 4 April 2014 <https://www.nxp.com/docs/en/user-guide/UM10204.pdf> (Acedido 07/06/2021)
- [25] QORVO, 5V/2.4A Power Bank Solution ACT2813, Rev. January 2020 <https://www.qorvo.com/products/p/ACT2813> (Acedido 08/06/2021)
- [26] ATMEL, 8-bit AVR Microcontroller with 4/8/16/32k Bytes Programmable Flash, ATmega328, Rev. 8271CS-AVR-08/10 https://www.mouser.com/pdfdocs/gravitech_atmega328_datasheet.pdf (Acedido 09/06/2021)
- [27] Arduino Pro Mini blueprint, Original Arduino Mini Design by Team Arduino. Date: 4/9/2014 <https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/Arduino-Pro-Mini-schematic.pdf> (Acedido 09/06/2021)
- [28] Guangzhou HC Information Technology Co., Ltd. HC-06 Rev. 6/4/2011 <https://www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf> (Acedido 09/06/2021)
- [29] Texas instruments, MAX3232 3-V to 5.5-V Multichannel RS232 Line Driver/Reciver With ±15-kV ESD Protection. Rev. JUNE 2017 https://www.ti.com/lit/ds/symlink/max3232.pdf?ts=1623307493585&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F (Acedido 09/06/2021)
- [30] International IOR Rectifier, IRLML6402PbF HEXFET® Power MOSFET. Rv. April 28, 2014 <http://www.farnell.com/datasheets/1912232.pdf> (Acedido 10/06/2021)
- [31] FAIRCHILD SEMICONDUCTOR ®, PNP General Purpose Amplifier BSR16. Rev. July 2002 <http://www.farnell.com/datasheets/2303858.pdf> (Acedido 10/06/2021)
- [32] Texas instruments, LM1086 1.5-A Low Dropout Positive Voltage Regulators, Rev. April 2015 https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm1086.pdf?ts=1624515103738&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F (Acedido 09/06/2021)

ANEXO I:

Cálculo del consumo de potencia de la alimentación del circuito.

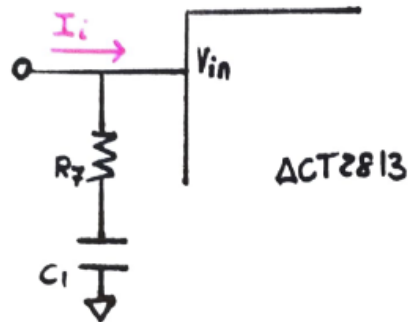
Para el cálculo del consumo de potencia de la parte de alimentación del circuito calcularemos la potencia disipada por las resistencias que lo forman y si es necesario o no el uso de radiadores en los circuitos integrados. Llamaremos P_{Rx} a la potencia que disipa la resistencia R_x .



La potencia que disipan las resistencias R_1 y R_2 (P_{R1} y P_{R2}) es la multiplicación entre la corriente de carga media al cuadrado por el valor en ohmios de las resistencias. Mirando la hoja de características del integrado ACT2813 el caso peor es cuando la $I_{CARGA} = 3 A$.

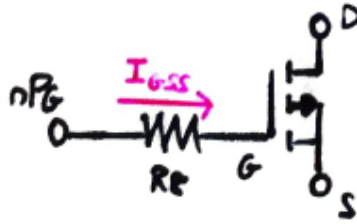
$$P_{R1} = P_{R2} = 50 \cdot 10^{-3} \cdot \left(\frac{3}{2}\right)^2 = 0.113 W \quad (25)$$

Las resistencias R_1 y R_2 disiparán una potencia de $0.113 W$ por lo que serán resistencias de $1/4 W$.



En el cálculo de P_{R7} observamos que la resistencia R_7 esta en serie con un condensador que, teóricamente, impide el paso de la corriente por esa rama, por lo que la resistencia R_7 no disipa potencia.

$$P_{R7} = 2.7 \cdot (0)^2 = 0 W \quad (26)$$

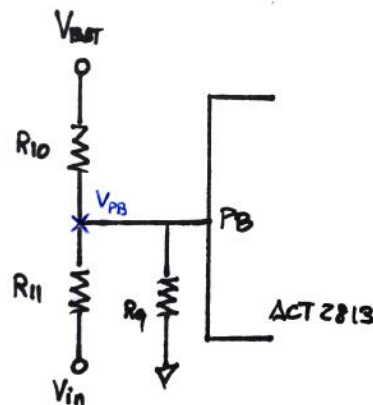


Para el cálculo de P_{Rg} se necesita la corriente que entra en la puerta de MOSFET que nos proporciona el fabricante en su hoja de característica [30].

$$I_{GSS} = 100 \text{ nA}$$

$$P_{Rg} = 100 \cdot 10^3 \cdot (100 \cdot 10^{-9})^2 = 1 \cdot 10^{-9} \text{ W} \quad (27)$$

Como la corriente de puerta del MOSFET es tan pequeña, la resistencia prácticamente no disipa potencia por lo que con una potencia disipada nominal de 1/10 W sería suficiente.



Para calcular la potencia que disipan las resistencias R_9 , R_{10} y R_{11} se necesita la tensión que tiene el pin PB. Para ello, aplicamos el teorema de Millman a la siguiente rama y sacamos que:

$$V_{PB} = \frac{\frac{V_{BAT}}{R_{10}} + \frac{V_{in}}{R_{11}}}{\frac{1}{R_{10}} + \frac{1}{R_{11}}} = \frac{\frac{3.6}{100 \cdot 10^3} + \frac{5}{200 \cdot 10^3}}{\frac{1}{100 \cdot 10^3} + \frac{1}{200 \cdot 10^3}} = 4.067 \text{ V} \quad (28)$$

Por lo tanto P_{R9} , P_{R10} y P_{R11} se calculan de la forma:

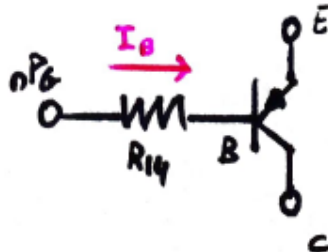
$$P_{R9} = \frac{(V_{PB} - 0)^2}{R_9} = \frac{(4.067 - 0)^2}{100} = 0.165 \text{ W} \quad (29)$$

$$P_{R10} = \frac{(V_{PB} - V_{BAT})^2}{R_{10}} = \frac{(4.067 - 3.6)^2}{100 \cdot 10^3} = 2.2 \cdot 10^{-6} \text{ W} \quad (30)$$

$$P_{R11} = \frac{(V_{in} - V_{PB})^2}{R_{11}} = \frac{(5 - 4.067)^2}{200 \cdot 10^3} = 4.35 \cdot 10^{-6} \text{ W} \quad (31)$$

Para el caso de la resistencia R9 sería necesario utilizar un valor normalizado de potencia de 1/6 W mientras que R10 y R11 con un valor de 1/10 W sería suficiente.

Análogamente al P_{R7} , la resistencia R13 no disipa potencia ya que teóricamente al tener in condensador en serie no circula corriente por ella.

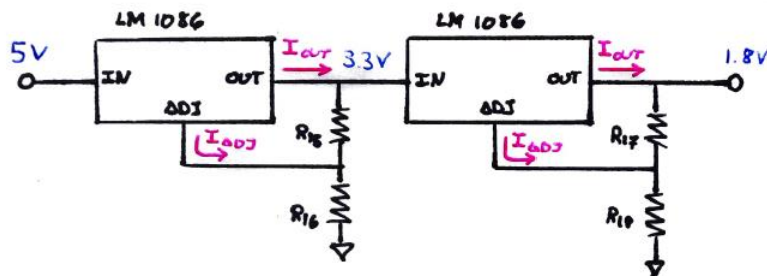


Para el cálculo de P_{R14} operamos igual que en P_{R8} , se necesita la corriente de base del BJT que nos proporciona el fabricante en su hoja de características [31].

$$I_B = 50 \text{ nA}$$

$$P_{R14} = 200 \cdot 10^3 \cdot (50 \cdot 10^{-9})^2 = 5 \cdot 10^{-10} \text{ W} \quad (32)$$

Como la corriente de base del BJT es tan pequeña, la resistencia prácticamente no disipa potencia por lo que con una potencia disipada nominal de 1/10 W sería suficiente.



Para el cálculo del consumo de potencia de las resistencias diseñadas en los reguladores de tensión se necesita la corriente de salida del integrado LM1806 que nos proporciona el fabricante, así como la corriente de ajuste. En el caso peor, estas intensidades serán máximas:

$$I_{OUT} = 1.5 \text{ A} \quad I_{ADJ} = 120 \text{ } \mu\text{A}$$

$$P_{R15} = 2.2 \cdot 10^3 \cdot (1.5)^2 = 4.95 \text{ kW} \quad (33)$$

$$P_{R16} = 3.6 \cdot 10^3 \cdot (1.5 + 120 \cdot 10^{-6})^2 = 8.1 \text{ kW} \quad (34)$$

$$P_{R17} = 10 \cdot 10^3 \cdot (1.5)^2 = 22.5 \text{ kW} \quad (35)$$

$$P_{R18} = 4.3 \cdot 10^3 \cdot (1.5 + 120 \cdot 10^{-6})^2 = 9.68 \text{ kW} \quad (36)$$

Finalmente calculamos la potencia que disipan los reguladores y si fuera necesario colocar un radiador. Para ello, multiplicamos la corriente de salida por la tensión que cae en el propio regulador:

$$P_{REG(3.3)} = (5 - 3.3) \cdot 1.5 = 2.5 \text{ W} \quad (37)$$

$$P_{REG(1.8)} = (3.3 - 1.8) \cdot 1.5 = 2.25 \text{ W} \quad (38)$$

Según el fabricante, la potencia máxima que puede disipar el LM1806-ADJ es de 15 W por lo que no sería necesario el uso de radiadores.

Para poder calcular la potencia que disipan el resto de resistencias de la etapa de alimentación sería necesario conocer y analizar el interior del circuito integrado ACT2813, por ello el fabricante nos proporciona el valor de las resistencias, así como la potencia que disipa en su hoja de características. En la *Tabla 6* se muestra el valor de las resistencias y su potencia calculada.

Tabla 6. Tabla resumen del consumo de las resistencias de la alimentación del sistema

ITEM	VALOR	POTENCIA DISIPADA	POTENCIA DISIPADA NORMALIZADA
R1	50 mΩ	0.113 W	1/8 W
R2	50 mΩ	0.113 W	1/8 W
R3	100 kΩ	-	1/10 W
R4	48 kΩ	-	1/10 W
R5	68 kΩ	-	1/10 W
R6	60.4 kΩ	-	1/10 W
R7	2.7 Ω	0 W	1/8 W
R8	100 kΩ	$1 \cdot 10^{-9}$ W	1/10 W
R9	100 Ω	0.165 W	1/6 W
R10	100 kΩ	$2.2 \cdot 10^{-6}$ W	1/10 W
R11	200 kΩ	$4.36 \cdot 10^{-6}$ W	1/10 W
R12	10 kΩ	-	1/10 W
R13	470 mΩ	-	1/4 W
R14	200 kΩ	$5 \cdot 10^{-10}$ W	1/10 W
R15	2.2 kΩ	4.95 kW	-
R16	3.6 kΩ	8.1 kW	-
R17	10 kΩ	22.5 kW	-
R18	4.3 kΩ	9.68 kW	-



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



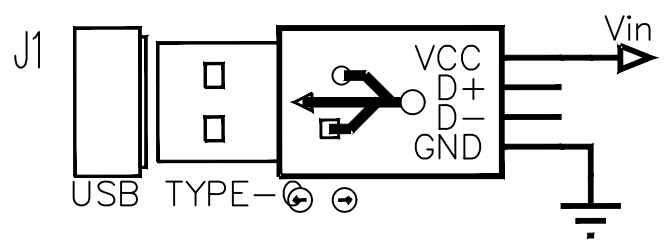
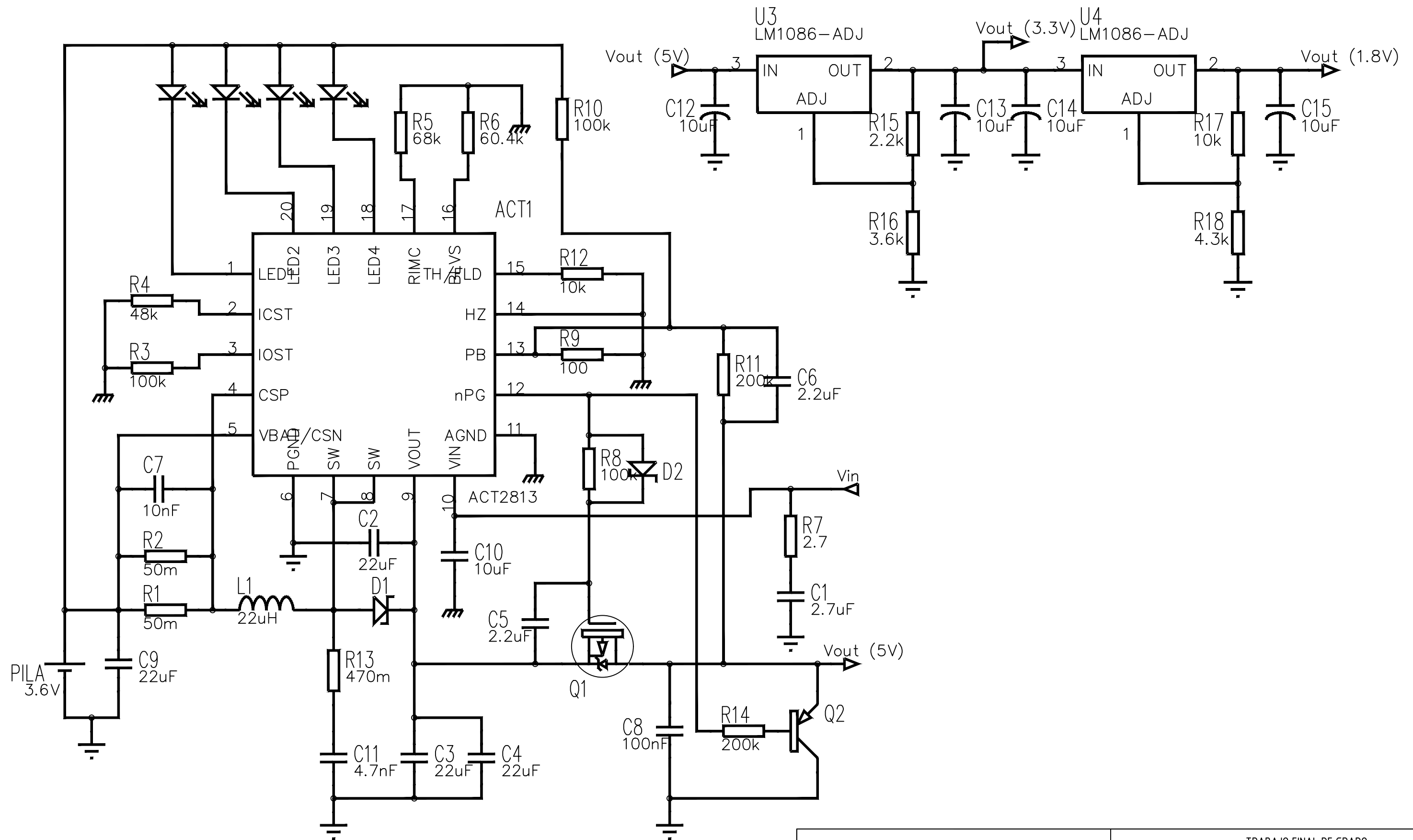
Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO
DE UNO PERSONAL PARA LA MONITORIZACIÓN CONTINUADA
DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

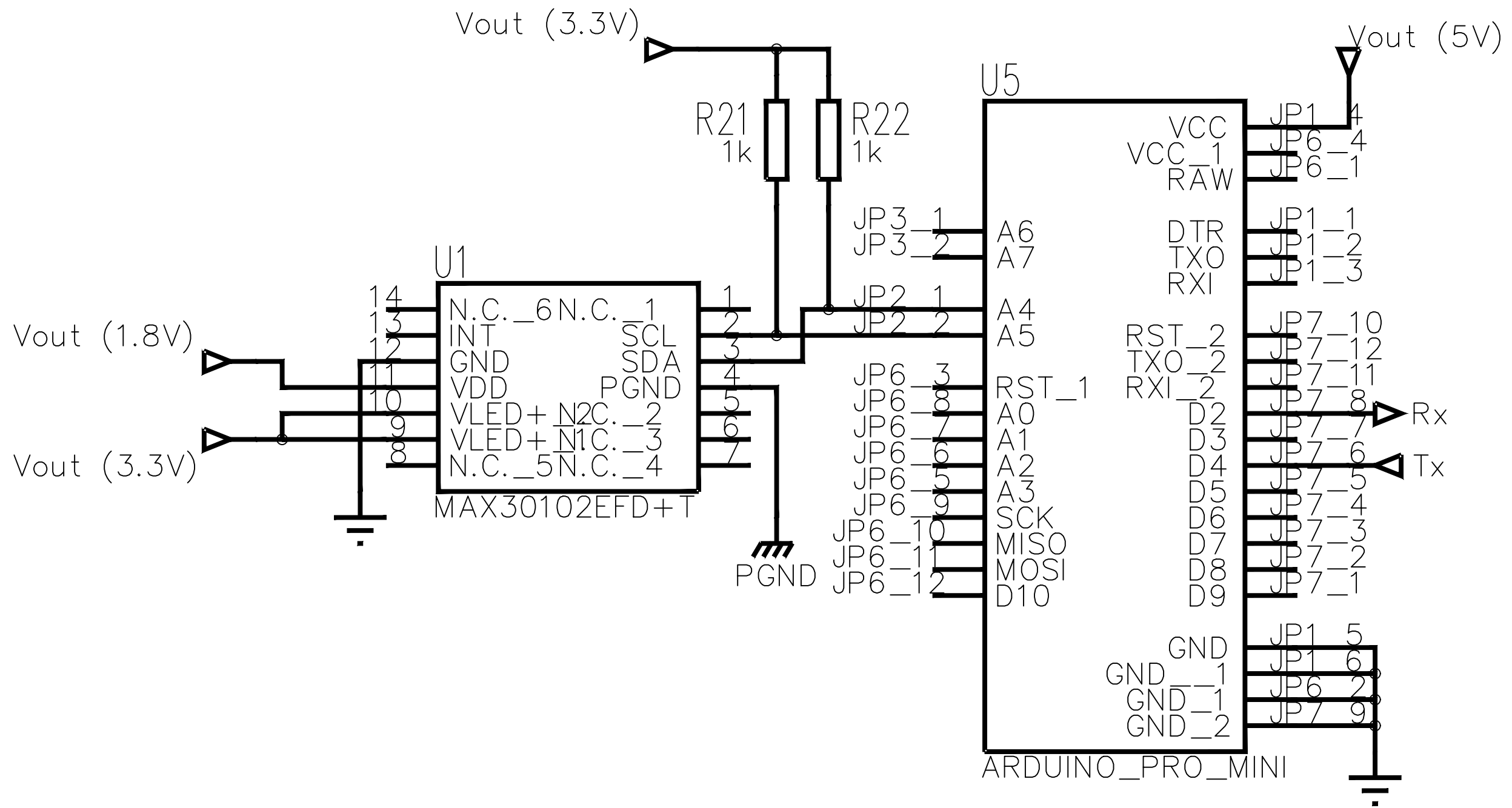
DOCUMENTO N.º 2: PLANOS

ÍNDICE DE LOS PLANOS

1. ESQUEMA UNIFILAR DE LA ALIMENTACIÓN	47
2. ESQUEMA UNIFILAR DEL SENSOR Y DEL ARDUINO	48
3. ESQUEMA UNIFILAR DEL SISTEMA DE BLUETOOTH	49
4. ESQUEMA UNIFILAR DEL SISTEMA COMPLETO	50



Nombre: Fernando Reboll Meliá		 TRABAJO FINAL DE GRADO DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO PARA USO PERSONAL PARA LA MONITORIZACIÓN CONTINUADA DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE
Fecha: 12/06/2021		
Escala S.E.	ESQUEMA UNIFILAR DE LA ALIMENTACIÓN	Nº Plano 1



Nombre: Fernando Reboll Meliá

Fecha: 12/06/2021



TRABAJO FINAL DE GRADO
DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO
PARA USO PERSONAL PARA LA
MONITORIZACIÓN CONTINUADA DE LA
SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

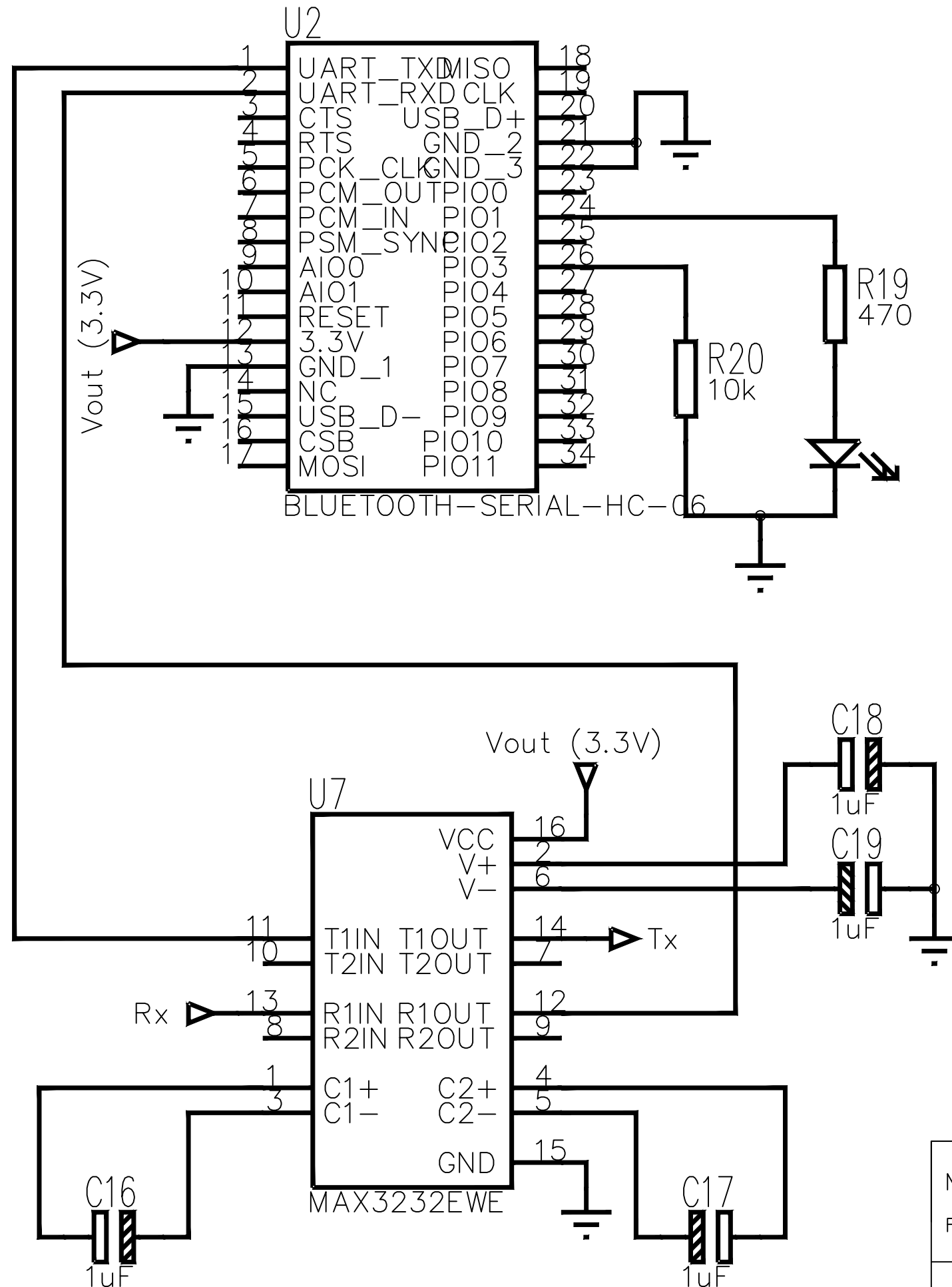
Escala

S.E.

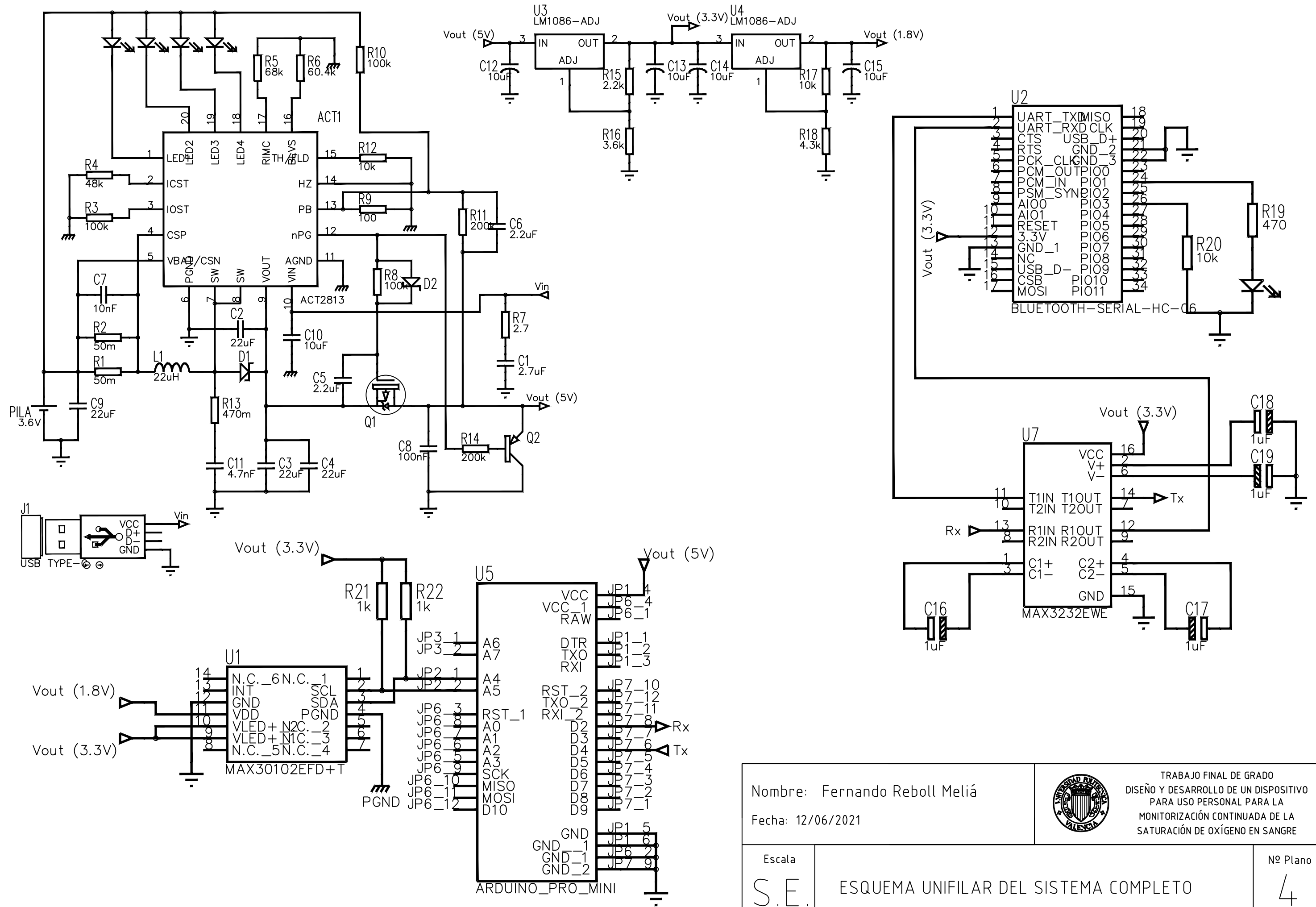
ESQUEMA UNIFILAR DEL SENSOR Y DEL ARDUINO


Nº Plano

2



Nombre: Fernando Reboll Meliá		 TRABAJO FINAL DE GRADO DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO PARA USO PERSONAL PARA LA MONITORIZACIÓN CONTINUADA DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE
Fecha: 12/06/2021		
Escala S.E.	ESQUEMA UNIFILAR DEL SISTEMA DE BLUETOOTH	Nº Plano 3



Nombre: Fernando Reboll Meliá		 TRABAJO FINAL DE GRADO DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO PARA USO PERSONAL PARA LA MONITORIZACIÓN CONTINUADA DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE
Fecha: 12/06/2021		
Escala	ESQUEMA UNIFILAR DEL SISTEMA COMPLETO	Nº Plano
S.E.		4



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO
DE UNO PERSONAL PARA LA MONITORIZACIÓN CONTINUADA
DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

DOCUMENTO N.º 3: PLIEGO DE CONDICIONES

ÍNDICE DEL PLIEGO

1. OBJETO	54
2. CONDICIONES DE LOS MATERIALES	54
2.1. DESCRIPCIÓN	54
2.2. CONTROL DE CALIDAD	56
3. CONDICIONES DE LA EJECUCIÓN	56
3.1. DESCRIPCIÓN	56
3.2. CONTROL DE CALIDAD	56
4. PRUEBAS Y AJUSTES FINALES O DE SERVICIO	57

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Tabla de componentes que forman la <i>power bank</i> y sus valores.	54
Tabla 2.	Tabla de componentes que forman los reguladores de tensión y sus valores.	55
Tabla 3.	Tabla de componentes que forman el subsistema de comunicación con el microcontrolador y sus valores.	55
Tabla 4.	Tabla de componentes que forman el subsistema de comunicación Bluetooth y sus valores.	55

1. OBJETO

Este documento tiene como objeto fijar las condiciones técnicas mínimas que debe cumplir el diseño del pulsioxímetro para su uso, especificando los requisitos de los materiales, uso, fiabilidad y seguridad.

El ámbito de aplicación de este documento se extiende a todos los sistemas electrónicos, de hardware y de software que forman parte del dispositivo. En determinados supuestos se podrán adoptar, por la propia naturaleza de este o del desarrollo tecnológico, soluciones diferentes a las exigidas en este documento, siempre que quede suficientemente justificada su necesidad y que no impliquen una disminución de las exigencias mínimas de calidad especificadas en el mismo.

2. CONDICIONES DE LOS MATERIALES

2.1. DESCRIPCIÓN

El producto desarrollado es un sistema de monitorización de la saturación de oxígeno en la sangre del paciente. El sistema está formado por 3 subsistemas: El subsistema de alimentación, el de comunicación con el microcontrolador y el de comunicación bluetooth. Todas las resistencias y condensadores utilizados en este proyecto son de tipo SMD.

- **SUBSISTEMA 1: Alimentación**

El subsistema de alimentación está constituido principalmente por una *power bank* y por dos reguladores de tensión encargados de proporcionar toda la alimentación necesaria al sistema.

La *power bank* está formada por un total de 14 resistencias, 11 condensadores, 6 diodos (4 de ellos LED), una bobina, una pila, 2 transistores, un circuito integrado y una entrada USB tipo C. En la *Tabla 1* se muestran los valores de todos los componentes que conforman la *power bank*.

Tabla 1. Tabla de componentes que forman la power bank y sus valores

ITEM	VALOR
R1	50 mΩ 1/8 W
R2	50 mΩ 1/8 W
R3	100 kΩ 1/10 W
R4	48 kΩ 1/10 W
R5	68 kΩ 1/10 W
R6	60.4 kΩ 1/10 W
R7	2.7 Ω 1/8 W
R8	100 kΩ 1/10 W
R9	100 Ω 1/6 W
R10	100 kΩ 1/10 W
R11	200 kΩ 1/10 W
R12	10 kΩ 1/10 W
R13	470 mΩ 1/4 W
R14	200 kΩ 1/10 W

ITEM	VALOR
C1	2.7 μF CERÁMICO
C2	22 μF CERÁMICO
C3	22 μF CERÁMICO
C4	22 μF CERÁMICO
C5	2.2 μF CERÁMICO
C6	2.2 μF CERÁMICO
C7	10 nF CERÁMICO
C8	100 nF CERÁMICO
C9	22 μF CERÁMICO
C10	10 μF CERÁMICO
C11	4.7 nF CERÁMICO
L1	22 μH

ITEM	VALOR
U6	ACT2813
Q1	MOSFET
Q2	BJT
D1	SCHOTTKY
D2	SCHOTTKY
D4	LED AZUL
D5	LED AZUL
D6	LED AZUL
D7	LED AZUL
USB	TIPO C
PILA	3.6 V RECARGABLE BOTÓN

Los reguladores estas formados por un total de 4 resistencias, 4 condensadores y 2 circuitos integrados que hacen de regulador. La *Tabla 2* recoge los valores utilizados de resistencias y condensadores.

Tabla 2. Tabla de componentes que forman los reguladores de tensión y sus valores

ITEM	VALOR	ITEM	VALOR
R15	2.2 kΩ	C12	10 μF ELECTROLÍTICO
R16	3.6 kΩ	C13	10 μF ELECTROLÍTICO
R17	10 kΩ	C14	10 μF ELECTROLÍTICO
R18	4.3 kΩ	C15	10 μF ELECTROLÍTICO
U3	LM1086-ADJ	U4	LM1086-ADJ

- **SUBSISTEMA 2: Comunicación con el microcontrolador**

El subsistema de comunicación con el μC está formado por el sensor MAX30102, la placa de Arduino y las resistencias de PULL-UP utilizadas en la comunicación I2C entre los dos circuitos integrados. La *Tabla 3* recoge los valores utilizados en este subsistema.

Tabla 3. Tabla de componentes que forman el subsistema de comunicación con el microcontrolador y sus valores

ITEM	VALOR
R21	2.2 kΩ
R22	3.6 kΩ
U1	MAX30102
U5	ARDUINO PRO MINI

- **SUBSISTEMA 3: Comunicación Bluetooth**

El subsistema de comunicación Bluetooth está formado por el módulo HC-06, el integrado MAX3232, 4 condensadores electrolíticos, 2 resistencias y un LED. La *Tabla 4* recoge los valores utilizados en este subsistema.

Tabla 4. Tabla de componentes que forman el subsistema de comunicación Bluetooth y sus valores

ITEM	VALOR	ITEM	VALOR
R19	2.2 kΩ	C16	1 μF ELECTROLÍTICO
R20	3.6 kΩ	C17	1 μF ELECTROLÍTICO
U2	HC-06	C18	1 μF ELECTROLÍTICO
U7	MAX3232	C19	1 μF ELECTROLÍTICO
D3	LED NARANJA		

2.2. CONTROL DE CALIDAD

El control de calidad se realizará en un laboratorio de electrónica. Se realiza una PCB del circuito completo para su testeo y se añadirán puntos de prueba para poder conectar el multímetro de formas sencilla.

Los puntos de prueba estarán repartidos por la placa de la siguiente forma:

- En la entrada USB del sistema de alimentación.
- En la salida del sistema de alimentación.
- En el terminal positivo de la pila recargable de 3.6 V.
- En las salidas de los rectificadores.
- En las alimentaciones de todos los circuitos integrados.
- En las diferentes masas del circuito (3).

3. CONDICIONES DE LA EJECUCIÓN

3.1. DESCRIPCIÓN

La ejecución del sistema engloba el testeo del circuito completo, para ello se utiliza un multímetro para medir tensiones en las puntas de prueba añadidas en la PCB y una fuente de alimentación externa si fallase la alimentación general del sistema y poder comprobar las diferentes zonas por separado. El orden que se sigue para el testeo completo es el siguiente:

1. Multímetro en modo continuidad para comprobar si todos los componentes están soldados y conectados entre si correctamente.
2. Multímetro en modo tensión continua para comprobar si el circuito se alimenta correctamente utilizando el USB tipo C.
3. Comprobar si la batería de 3.6 V se carga y se descarga correctamente.
4. Comprobar todas las tensiones de salida del subsistema de alimentación y si llegan correctamente a alimentar los diferentes integrados del circuito.

3.2. CONTROL DE CALIDAD

El control de calidad se basa en la verificación de los resultados obtenidos en el testeo y compararlos con los teóricos.

- El circuito tiene que estar alimentado correctamente a 5 V utilizando el USB tipo C.
- La pila tiene que cargarse y descargarse 3.6 V correctamente.
- La salida de la primera etapa de la alimentación y la entrada del primer rectificador de tensión tiene que ser de 5 V.
- Tienen que haber 3.3 V en la punta de prueba que hay entre los dos rectificadores y 1.8 V a la salida del segundo rectificador.
- El sensor tiene que estar correctamente alimentado a 3.3 V y sus LEDs a 1.8 V.
- La placa de Arduino tiene que estar alimentada a 5 V y el protocolo I²C a 3.3 V.
- Los dos circuitos integrados del módulo HC-06 tienen que estar alimentados a 3.3 V

4. PRUEBAS Y AJUSTES FINALES O DE SERVICIO

Al comprobar todas las tensiones en la placa de testeo, se prueba el funcionamiento del sensor en diferentes situaciones. Se prueba el sensor en diferentes tonos de piel, en entornos húmedos para simular el sudor de la persona, se colocará el sensor en diferentes posiciones para observar que se registra correctamente el resultado y se comprobara las medidas del sensor a diferentes temperaturas.



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO ELECTRÓNICO
DE UNO PERSONAL PARA LA MONITORIZACIÓN CONTINUADA
DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO EN SANGRE

DOCUMENTO N.º 4: PRESUPUESTO

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

CAPITULO 1.	COMPONENTES	60
CAPITULO 2.	EQUIPOS Y PROGRAMAS	61
CAPITULO 3.	MANO DE OBRA	61
RESUMEN		62

PRESUPUESTO TRABAJO FINAL DE GRADO

TÍTULO: Diseño y desarrollo de un dispositivo para uso personal para la monitorización continuada de la saturación de oxígeno en sangre.

AUTOR: Fernando Reboll Meliá

FECHA: 13 de Junio de 2021

CAPÍTULO 1: COMPONENTES

19 Condensadores

<u>Cantidad</u>	<u>Referencias</u>	<u>Valor</u>	<u>Stock Code</u>	<u>Coste Unitario</u>
1	C1	2.7uF	Farnell 2773249	0,35 €
4	C2-C4,C9	22uF	Farnell 2494270RL	0,13 €
2	C5-C6	2.2uF	Farnell 2672113	0,15 €
1	C7	10nF	Farnell 1327624	0,02 €
1	C8	100nF	Farnell 2146610	0,13 €
5	C10,C12-C15	10uF	Farnell 1539492	0,28 €
1	C11	4.7nF	Farnell 2688474	0,03 €
4	C16-C19	1uF	Farnell 9697063	0,17 €
Sub-totals:				3,40 €

22 Resistencias

<u>Cantidad</u>	<u>Referencias</u>	<u>Valor</u>	<u>Stock Code</u>	<u>Coste Unitario</u>
2	R1-R2	50m	Farnell 2253991RL	0,62 €
3	R3,R8,R10	100k	Farnell 1100244	0,04 €
1	R4	48k	Mouser 603-RT0603BRD0748K1L	0,32 €
1	R5	68k	Farnell 1099813	0,02 €
1	R6	60.4k	Farnell 2138476	0,03 €
1	R7	2.7	Farnell 9236570	0,11 €
1	R9	100	Farnell 3495223	0,02 €
2	R11,R14	200k	Farnell 1100252	0,03 €
3	R12,R17,R20	10k	Farnell 1099807	0,03 €
1	R13	470m	Mouser 603-PT2512JK-070R47L	0,57 €
1	R15	2.2k	Farnell 1099803	0,03 €
1	R16	3.6k	Farnell 2447362	0,01 €
1	R18	4.3k	Farnell 2447383	0,01 €
1	R19	470	Farnell 1577654	0,29 €
2	R21-R22	1k	Farnell 1099800	0,04 €
Sub-totals:				3,00 €

7 Circuitos Integrados

<u>Cantidad</u>	<u>Referencias</u>	<u>Valor</u>	<u>Stock Code</u>	<u>Coste Unitario</u>
1	U1	MAX30102EFD+T	Mouser 700-MAX30102EFD+T	8,68 €
1	U2	BLUETOOTH-SERIAL-HC-06	Mouser 909-BLE-SERIAL-HC-06	8,42 €
2	U3-U4	LM1086-ADJ	Mouser 926-LM1086ITADJNOPB	1,83 €
1	U5	ARDUINO_PRO_MINI	Mouser 474-DEV-11113	8,43 €
1	U6	ACT2813	Mouser 107-ACT2813QY-T	1,22 €
1	U7	MAX3232EWE	Mouser 700-MAX3232EESE+	5,45 €
Sub-totals:				35,86 €

2 Transistores

<u>Cantidad</u>	<u>Referencias</u>	<u>Valor</u>	<u>Stock Code</u>	<u>Coste Unitario</u>
1	Q1	MOSFET	Farnell 9103503	0,49 €
1	Q2	BJT	Farnell 700670	0,34 €
Sub-totals:				0,83 €

7 Diodos				
<u>Cantidad</u>	<u>Referencias</u>	<u>Valor</u>	<u>Stock Code</u>	<u>Coste Unitario</u>
2	D1-D2	Schottky	Farnell 1467537	0,52 €
1	D3	ORANGE LED	Farnell 1867105	0,86 €
4	D4-D7	BLUE LED	Farnell 2217972	0,28 €
Sub-totals:				3,03 €
3 Miscellaneous				
<u>Cantidad</u>	<u>Referencias</u>	<u>Valor</u>	<u>Stock Code</u>	<u>Coste Unitario</u>
1	J1	USB TYPE-C	Farnell 2524076	1,71 €
1	L1	22uH	Farnell 1869748	1,80 €
1	PILA	3.6V	RS 183-4291	1,81 €
Sub-totals:				5,32 €
TOTALS:				51,43 €

CAPÍTULO 2: EQUIPOS Y PROGRAMAS

Equipos						
<u>Número</u>	<u>Equipos</u>	<u>Coste</u>	<u>Vida útil</u>	<u>Uso (h/día)</u>	<u>%</u>	<u>Coste Unitario</u>
1	Fuente Alimentación	135,00 €	10 años	5 h/día	2.083%	2,81 €
2	Multimetro	506,64 €	10 años	5 h/día	2.083%	10,56 €
3	Osciloscopio	398,00 €	10 años	5 h/día	2.083%	8,29 €
Sub-total:						21,66 €
Programas						
<u>Número</u>	<u>Programas</u>	<u>Licencia</u>				<u>Importe</u>
1	Microsoft Office	1				99,00 €
2	Proteus	1				393,00 €
3	Arduino	1				0 €
Sub-total:						492,00 €
TOTAL:						513,66 €

CAPÍTULO 3: MANO DE OBRA

Mano de obra					
<u>Número</u>	<u>Tipo</u>	<u>Operario</u>	<u>Coste/hora</u>	<u>Horas</u>	<u>Importe</u>
	Testeo y fabricación	Ingeniero Técnico	13,33 €/h	300h	4000,00 €
Sub-total:					4000,00 €
TOTAL:					4000,00 €

RESUMEN

Capítulos

	<u>Importe</u>
CAPITULO 1: COMPONENTES	51,43 €
CAPITULO 2: EQUIPOS Y PROGRAMAS	513,66 €
CAPITULO 3: MANO DE OBRA	4000,00 €

Presupuesto de ejecución material	4565,09 €
13% de gastos generales	593,46 €
6% de beneficio industrial	273,91 €

Suma	5432,46 €
21% IVA	1140,82 €

Presupuesto de ejecución por contrata **6573,28 €**

13 de Junio de 2021

El presupuesto de este trabajo es de seis mil quinientos setenta y tres euros con veintiocho céntimos