



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA MATANZA

Departamento de Ingeniería e Investigaciones Tecnológicas

Ingeniería en Electrónica

Técnicas digitales III

OXY_PULSE

Alumno: Santiago Ruiz

Profesores: Lic. Carlos Maidana

Ing. Guillermo Buranits

Ing. Edgardo Alberto Gho

2022

ÍNDICE

1	DESCRIPCIÓN GENERAL	1
2	INTRODUCCIÓN TEÓRICA.....	2
3	DESCRIPCIÓN TÉCNICA DEL PROYECTO	7
3.1	MECÁNICA.....	7
3.1.1	<i>Diagrama en bloques.....</i>	<i>7</i>
3.1.2	<i>Funcionamiento de cada bloque.....</i>	<i>7</i>
3.1.3	<i>Fotos</i>	<i>8</i>
3.2	HARDWARE.....	8
3.2.1	<i>Diagrama en bloques.....</i>	<i>9</i>
3.2.2	<i>Esquemático</i>	<i>9</i>
3.2.3	<i>Circuito impreso.....</i>	<i>12</i>
3.2.4	<i>Fotos</i>	<i>12</i>
3.3	SOFTWARE.....	13
3.3.1	<i>Enumeración de rutinas.....</i>	<i>13</i>
3.3.2	<i>Descripción del funcionamiento de cada rutina</i>	<i>18</i>
3.4	SOFTWARE EN PC	19
3.4.1	<i>Entorno de desarrollo</i>	<i>19</i>
3.4.2	<i>Enumeración de rutinas.....</i>	<i>19</i>
3.4.3	<i>Descripción del funcionamiento de cada rutina</i>	<i>19</i>
4	MODO DE OPERACIÓN.....	20
5	ENSAYOS	21
6	CONCLUSIONES.....	25
7	PROYECTO FINALIZADO	26
8	REFERENCIAS	26

1 Descripción general

El control de la frecuencia cardíaca y del nivel de oxigenación en sangre es un hábito saludable que las personas, incluso si no son atletas, deberían practicar. Esto ayuda a controlar el estado físico e inclusive a detectar problemas de salud. Existen diversas formas de conocer la frecuencia del pulso cardíaco, detectándolo en alguna zona sensible del cuerpo como las muñecas o de lado del cuello. La más conocida consiste en contar los latidos que uno encuentra tocando estas zonas durante 60 segundos.

Como solución tecnológica a esta necesidad, se presenta “OXY_PULSE”. Se trata de un oxímetro de pulsos diseñado para ser portátil y de fácil manejo para el usuario. Con la ayuda de este dispositivo, el usuario podrá realizar una medición de su frecuencia cardíaca y de la saturación de oxígeno en sangre, sin tener que extraer una muestra de sangre. Estos valores podrán leerse en pantalla de forma rápida y en unos pocos segundos, para tener así una noción de sus latidos por minuto y oxigenación. Para la medición, solo se necesita colocar el dedo en el sensor e iniciar la lectura accionando un pulsador.

Adicionalmente, el dispositivo cuenta con conectividad Bluetooth, para poder conectarse y enviar información a un dispositivo móvil. Además, enviará alertas en caso de que las lecturas de frecuencia cardíaca no estén dentro de un rango de valores normales para un adulto.

Existe además la posibilidad de conectar una tarjeta SD, donde se irán guardando valores de latidos por minuto (BPM) o saturación de oxígeno en sangre (SPO2) por cada lectura que se haga, lo cual podría ser de utilidad a la hora de elaborar un informe médico.

En resumen, se desarrolla un dispositivo para utilizar en el hogar, sin tener conocimientos técnicos ni médicos, que pueda entregar al usuario una noción rápida de sus niveles de oxigenación y frecuencia cardíaca de manera sencilla.

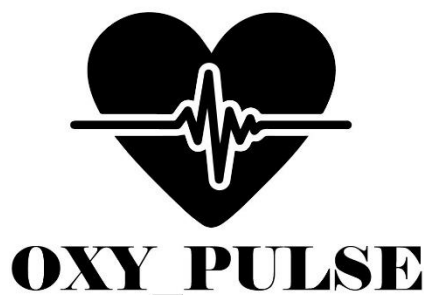


Figura 1 - Logotipo OXY_PULSE

2 Introducción teórica

El monitoreo de parámetros como la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno es hoy en día una necesidad a nivel mundial para el cuidado médico de pacientes. Y si se toma en cuenta lo sucedido con la pandemia del COVID-19, el control de estos parámetros se enfatizó debido a las características y consecuencias de la enfermedad. Estos parámetros proporcionan información acerca del paciente, aun cuando este no puede expresarlo por sus propios medios y cualquier desviación de los valores considerados normales de estos signos vitales puede significar un riesgo en la salud del paciente. Se consideran signos vitales al ritmo cardíaco, la presión arterial, la temperatura corporal y la frecuencia respiratoria. Y desde la aparición del primer oxímetro de pulsos en 1975 se considera a la saturación de oxígeno como el quinto signo vital.

Para entender el funcionamiento de un oxímetro, primero es necesario desarrollar algunos conceptos teóricos. La sangre es tejido vivo formado por líquidos y sólidos. La parte líquida, llamada plasma, contiene agua, sales y proteínas. Más de la mitad del cuerpo humano es plasma. Mientras que la parte sólida de la sangre contiene glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas. Dentro del plasma, la hemoglobina es la proteína principal que transporta el oxígeno en la sangre, y cambia de color cuando se une al oxígeno. La hemoglobina consiste en proteínas globulares, presentes en los hematíes en altas concentraciones, que fijan oxígeno en los pulmones y lo transportan por la sangre hacia los tejidos y células que rodean el lecho capilar del sistema vascular. Al volver a los pulmones, desde la red de capilares, la hemoglobina actúa como transportador de CO_2 y de protones. Considerando este cambio de color mencionado, un oxímetro podrá detectar con el uso de sensores los cambios de color en la sangre debido al movimiento de hemoglobina unida al oxígeno, obteniendo una cantidad porcentual de moléculas de hemoglobina conocida como saturación de oxígeno en sangre (SPO_2). En forma resumida, la principal función de la hemoglobina es el transporte de oxígeno (O_2) de los pulmones donde la presión es elevada hacia los tejidos donde es baja.

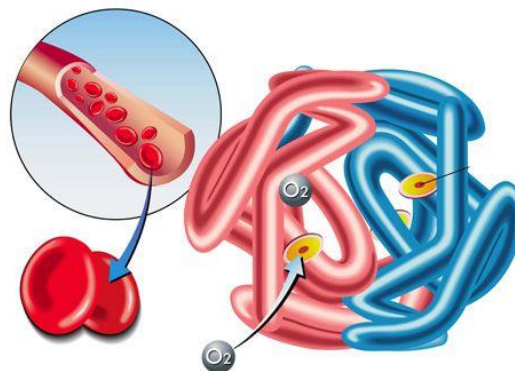


Figura 2 – Molécula de Hemoglobina

A partir de estos conceptos es que surge la oximetría, definida en términos generales como la medición óptica de la saturación de oxihemoglobina en la sangre. En particular será de interés la oximetría de pulsos.

Un instrumento que sería capaz de detectar los cambios de color mencionados es un espectrofotómetro, el cual tiene la capacidad de detectar con precisión la reflectancia del color o la transmisión de luz para el análisis cuantitativo. Cada muestra física tiene su propia reflectancia (cantidad de luz que refleja) y transmitancia (absorción de luz). Desarrollando un poco más, un espectrofotómetro mide la intensidad de la luz transmitida a través de una sustancia a una determinada longitud de onda. La fracción de luz absorbida a una cierta longitud de onda está dada por la absortividad. El espectrofotómetro posee un fotodetector, el cual convierte la intensidad de luz en corriente eléctrica. A una intensidad de luz dada transmitida a través de una sustancia se produce una corriente eléctrica proporcional a dicha intensidad. Si se mide la intensidad de luz incidente sobre un material (I_o) y la intensidad de luz transmitida a través del mismo material (I) se determina la transmitancia, definida por la siguiente ecuación:

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

Dado que cada molécula absorbe una proporción igual de luz, la absorbancia de la luz a través de la sustancia esta linealmente relacionada con la concentración de la misma. La absorbancia se obtiene a partir de la transmitancia medida según la ecuación 2:

$$At = -\ln(T) = -\ln\left(\frac{I}{I_o}\right) \quad (2)$$

Un oxímetro de pulsos irradia luz de dos longitudes de onda a través de una capa de tejido y mide la señal de la luz transmitida. El dispositivo apoya su funcionamiento en dos leyes principales, la ley de Lambert y la ley de Beer. La ley de Lambert establece que la potencia de una radiación electromagnética monocromática que incide perpendicularmente en una superficie decrece exponencialmente con el espesor del medio atravesado. La radiación absorbida por el medio se representa con la absorbancia, definida por la ecuación 3, donde b es espesor del medio y k_1 una constante de proporcionalidad del medio.

$$Ai = \left(\frac{k_1}{2,3}\right)b \quad (3)$$

Se observa que la absorbancia es directamente proporcional al espesor del medio atravesado. Por otra parte, la Ley de Beer establece que la potencia de una radiación electromagnética monocromática que incide perpendicularmente sobre una muestra decrece exponencialmente con la concentración de la muestra, siguiendo la ecuación 4:

$$Ab = \left(\frac{k_2}{2,3}\right) c \quad (4)$$

Donde c es la concentración de la muestra, k_2 una constante de proporcionalidad y Ab la absorbancia.

Combinando las leyes mencionadas anteriormente, se obtiene la Ley de Lambert-Beer que describe la atenuación de la luz que viaja a través de un medio uniforme que contiene una sustancia absorbente. La intensidad I de la luz que viaja a través del medio decrece exponencialmente con las distancias y está definida por la ecuación 5, donde $\varepsilon(\lambda)$ es el coeficiente de extinción de la sustancia absorbente, λ es la longitud de onda, c es la concentración de la sustancia absorbente que es constante en el medio, y d es la longitud del camino óptico a través del medio.

$$I = I_0 e^{-\varepsilon(\lambda)cd} \quad (5)$$

En la Figura 3, se puede observar un diagrama de absorción de un haz que atraviesa un recipiente de tamaño L :

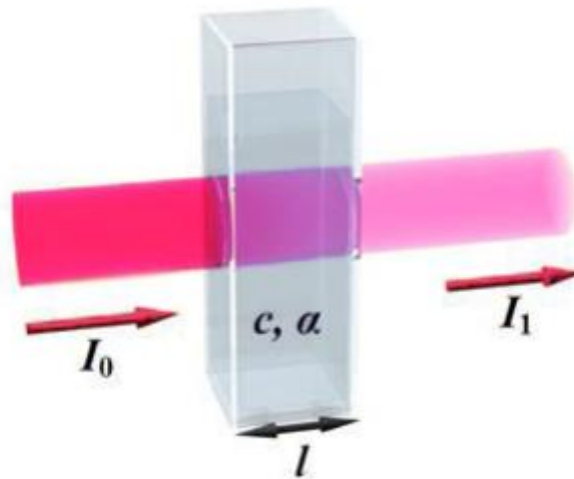


Figura 3 – Representación de la Ley de Lambert-Beer

Las propiedades de esta ley son válidas incluso si hay más de una sustancia absorbente en el medio. Cada sustancia contribuye con su parte a la absorbancia total dando como resultado que la misma es la suma de las n -ésimas absorbancias presentes en el medio. Volviendo al instrumento de interés para el trabajo, un oxímetro de pulsos irradia luz de dos longitudes de onda a través de una capa de tejido y mide la señal de la luz transmitida.

En primer lugar, el oxímetro mide cuanta cantidad de luz alcanza al fotodetector y en función de esto determina cuanta luz ha sido absorbida. La hemoglobina absorbe luz y la cantidad de luz absorbida es proporcional a la concentración de hemoglobina. Por eso a mayor concentración de hemoglobina en la zona que se está observando, mayor luz será absorbida.

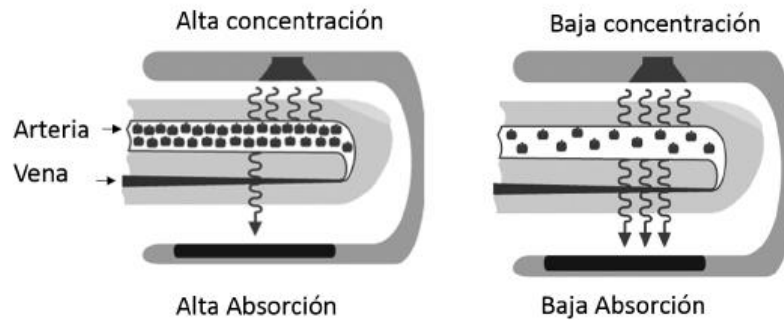


Figura 4 – Aplicación de la Ley de Beer

En segundo lugar, la cantidad de luz absorbida es proporcional a la longitud del camino de luz. Esto describe una posible situación donde en dos dedos humanos diferentes pueden existir arterias que tienen la misma concentración de hemoglobina por unidad de área, pero estas arterias pueden ser de diferentes espesores. En la de mayor espesor, la luz emitida desde la fuente debe recorrer un camino de mayor longitud que en la arteria más pequeña, aunque la concentración de hemoglobina sea la misma en ambas arterias. En la arteria de mayor espesor, el medio absorbe mayor cantidad de luz.

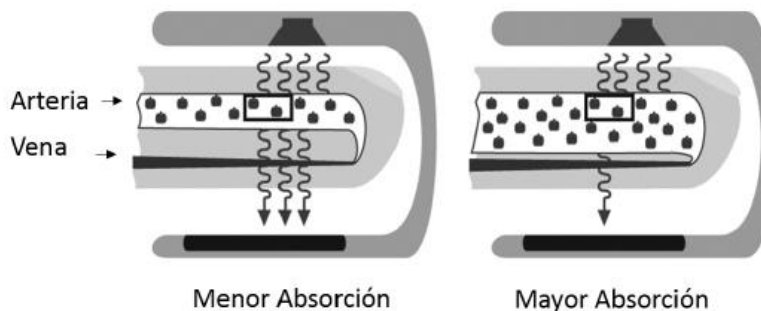


Figura 5 – Aplicación de la Ley de Lambert

Como última consideración, es importante mencionar que la oxihemoglobina absorbe mayor cantidad de radiación infrarroja y la desoxihemoglobina absorbe mayor cantidad de radiación roja. Es por esto que el oxímetro utiliza dos haces de luz de diferentes longitudes de onda para analizar la hemoglobina: un haz es la luz roja con una longitud de onda de 650nm aproximadamente, mientras que el otro haz es luz infrarroja con una longitud de 950nm. Graficando la absorbancia de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina, se obtiene una gráfica como la de la figura 6:

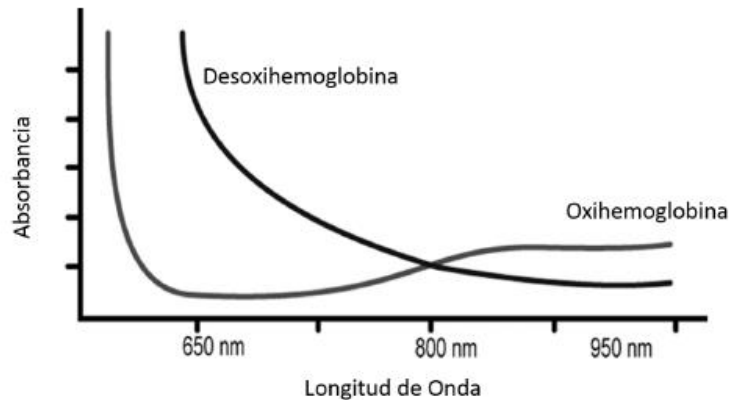


Figura 6 – Absorbancia en función de la longitud de onda

De la figura 6 se entiende que para valores infrarrojos (950nm) la absorbancia de la oxihemoglobina es mayor que para valores de longitudes de onda menores. De forma similar, pero observando la curva de desoxihemoglobina se observa que absorbe mayor luz de longitud de onda roja (650nm) que infrarroja.

El oxímetro de pulsos opera determinando la saturación de oxígeno al comparar cuanta luz roja e infrarroja es absorbida por la sangre. Dependiendo de las cantidades de oxihemoglobina y desoxihemoglobina, la relación de luz roja absorbida se compara con la relación de luz infrarroja absorbida.

Se define como onda fotopleletismográfica al cambio de volumen del flujo sanguíneo. En las extremidades, como un dedo, esta onda se ve afectada por diversos factores como ruido ambiental, anormalidades en la sangre, movimientos no controlados del cuerpo, etc. Y además, no solo está presente la sangre arterial en el dedo, sino que existen sustancias, como los tejidos, que pueden interferir en la medición. La solución para este inconveniente es la detección de una absorbancia pulsante por parte de la sangre arterial, mientras que el resto de los tejidos no cuentan con esta característica. Por ende, cualquier absorbancia variable en el tiempo se debe a sangre arterial. Se puede decir entonces, que la señal que llega al oxímetro de pulsos es una combinación de una absorbancia variante debido a la sangre arterial y una absorbancia constante debida a la piel y otros tejidos, como se aprecia en la figura 7.

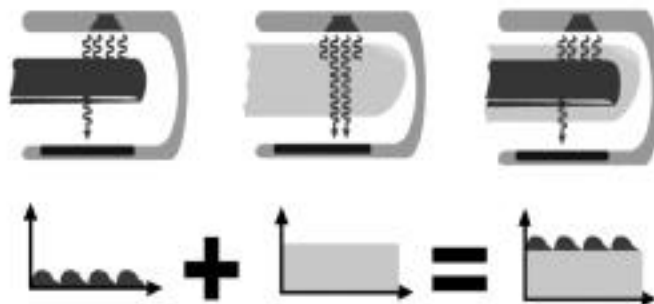


Figura 7 – Combinación de absorbancias de la sangre y otros tejidos

3 Descripción técnica del proyecto

El prototipo consta de dos partes principales. El gabinete principal, donde se aloja el microcontrolador, y un clip externo donde se deberá colocar el dedo para la medición. El diseño de estas piezas fue realizado en el software Autodesk Fusion 360, y las mismas fueron impresas en 3D en PLA.

3.1 Mecánica

El prototipo no posee partes móviles exceptuando el clip donde el usuario coloca el dedo. El mismo fue pensado para que, con el uso de un resorte, pueda volver a la posición original luego de ser abierto.

3.1.1 Diagrama en bloques

En el siguiente diagrama, se muestran las partes del dispositivo mencionadas anteriormente. La unión entre ellas será un cable plano que conectará el microcontrolador con la pantalla y el módulo oxímetro.

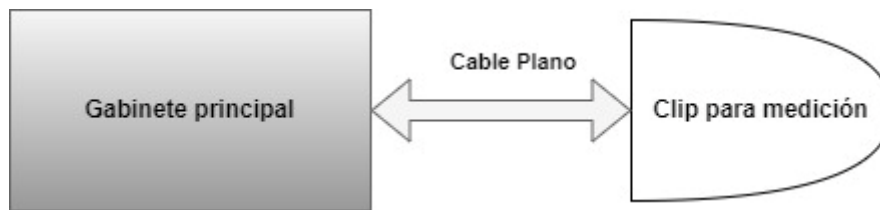


Figura 8 – Diagrama en bloques de la parte mecánica

3.1.2 Funcionamiento de cada bloque

El primer bloque es el gabinete principal. Su función es la de la contener la placa principal del prototipo, así como también algunos módulos como el bluetooth o la tarjeta SD. En ella se aloja el microcontrolador. Fue diseñada con el software mencionado anteriormente, y en sus laterales se puede observar el nombre "OXY_PULSE" y un logotipo del producto.

En segundo lugar, se tiene el clip o broche para medición. En él se encuentra una pequeña pantalla OLED, donde el usuario podrá ir leyendo los valores que se están obteniendo, y el módulo oxímetro donde deberá apoyar el dedo a la hora de realizar la medición.

3.1.3 Fotos



Figura 9 – Gabinete principal

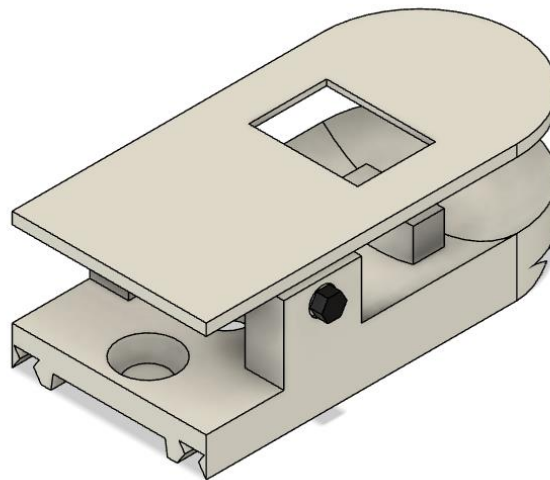


Figura 10 – Clip para medición

3.2 Hardware

En cuanto al hardware, la electrónica del proyecto quedará distribuida en las dos partes mencionadas anteriormente. En el gabinete principal se encontrará la placa con el microcontrolador, el módulo Bluetooth y el módulo para tarjetas SD. Además, se tiene un conector IDC, de donde saldrá la conexión hacia el clip de medición. En este último se encontrará la pantalla OLED y el módulo oxímetro.

3.2.1 Diagrama en bloques

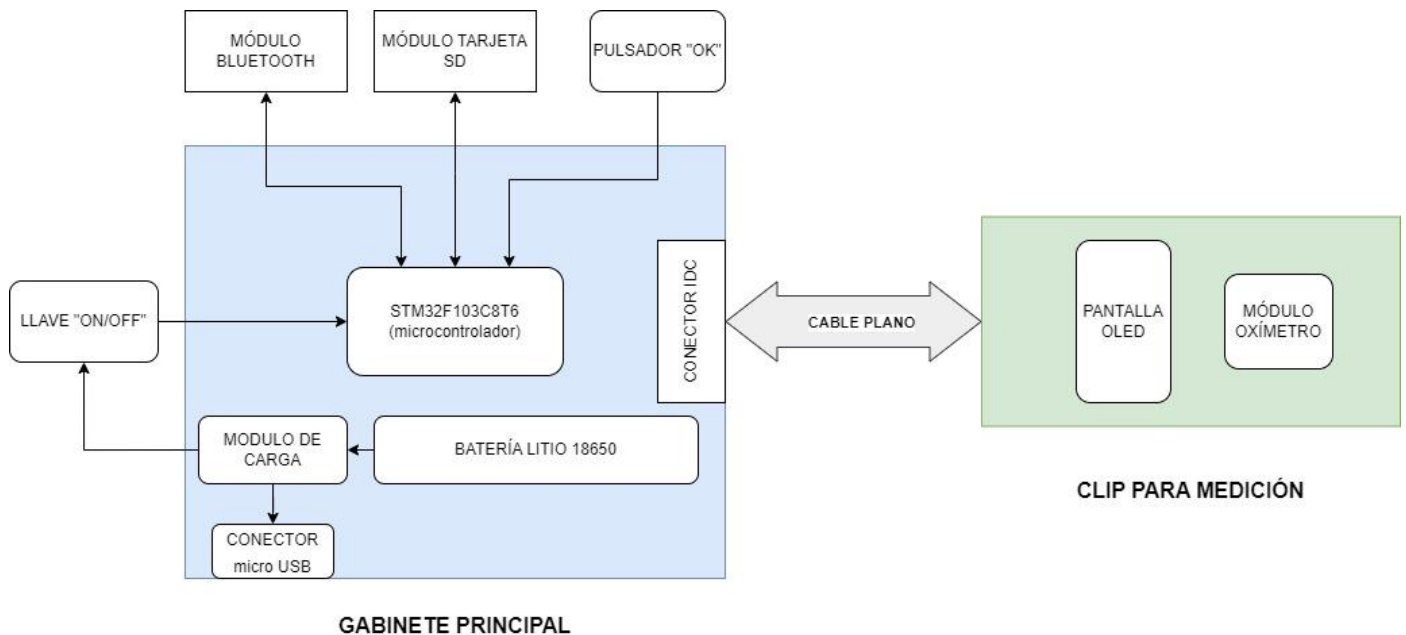


Figura 11 – Diagrama en bloques de OXY_PULSE

El diagrama presentado se encuentra dividido en dos grandes bloques, los cuales coinciden con las dos partes mecánicas mencionadas en la sección anterior. A continuación, se irán detallando cada una de sus partes.

3.2.2 Esquemático

MICROCONTROLADOR – STM32F103C8T6

Se trata de un Cortex M3 de 32 bits, de arquitectura ARM. Permite una frecuencia máxima de operación de 72MHz, con una memoria Flash de 64/128KB, periféricos como I2C, DMA, UART, SPI, CAN, USB, entre otros. Cuenta con 5 timers y 37 pines GPIO. Será el encargado de coordinar las tareas de OXY_PULSE, interactuando con los módulos que se detallarán a continuación.

MÓDULO OXÍMETRO

El módulo seleccionado es el MAX30100. Para la selección de este se enfocó la búsqueda en un dispositivo integrado capaz de realizar medición de latidos por minuto y saturación de oxígeno en sangre, tareas principales del dispositivo. El dispositivo consiste en un pulsioxímetro integrado, compuesto por dos LEDs, uno rojo y uno infrarrojo, un fotodetector y un sistema de procesamiento digital de señales para la correcta detección de valores. Sus principales aplicaciones son el uso en accesorios como smartwatch o pulseras de uso deportivo para el monitoreo del pulso cardíaco, y en dispositivos de electromedicina sencillos.

Respecto a la alimentación, el MAX30100 debe ser alimentado desde 1,8V a 3,3v. Pero el módulo utilizado cuenta con un pequeño regulador de 3,3v, por lo que se podría alimentar el módulo con 5V.



Figura 12 – MAX30100

Lo interesante de este módulo es que cuenta con interfaz I2C para la comunicación con un microcontrolador. En la hoja de datos del MAX30100, se especifica que para el correcto funcionamiento del bus I2C, se deben colocar resistencias de PULL-UP de 4700Ω.

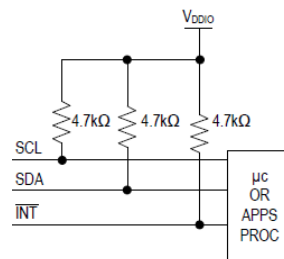


Figura 13 – BUS I2C MAX30100

En el caso del módulo utilizado, contaba con 3 resistencias de PULL-UP de montaje superficial conectadas de forma errónea, lo cual es un error frecuente en estos módulos. Por este motivo, dichas resistencias fueron quitadas del módulo y colocadas en forma externa en la placa principal.

MÓDULO BLUETOOTH

Para la conectividad Bluetooth, el módulo seleccionado es el HM10. Este módulo cuenta con una versión Bluetooth 4.0 BLE. Las siglas BLE, *Bluetooth Low Energy*, hacen referencia a una tecnología inalámbrica diseñada para que el consumo de energía sea mucho menor que un bluetooth convencional, aproximadamente un 10% de este. La característica principal es que un dispositivo BLE actúe la mayor parte del tiempo en modo STAND-BY, y sea solo activado para realizar comunicaciones que duran milisegundos. Es por esto, que es una tecnología ideal para dispositivos móviles, smartwatch, etc.

Cuenta con interfaz UART, por lo que con una conexión de 2 hilos (Rx-Tx) de tipo asincrónica puede interactuar con un microcontrolador para transmitir o recibir información.

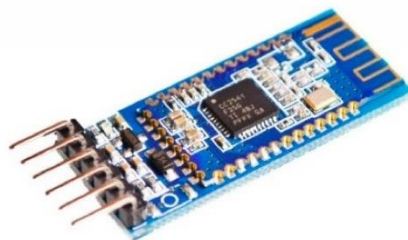


Figura 14 – BUS I2C MAX30100

PANTALLA OLED

Para la presentación de la información obtenida, se utiliza un módulo Display OLED SSD1306. Posee un panel de 128x64 pixeles y existen versiones multicolor, azules o blancas. Esta última es la utilizada en OXY_PULSE. Cuenta con interfaz I2C para la conexión con un microcontrolador y su alimentación es compatible con lógica de 3,3V.



Figura 15 – Pantalla OLED SSD1306

MODULO TARJETA microSD

Para almacenar información relevante del usuario en una memoria microSD, se utiliza un módulo lector de microSD, para acceder a la memoria en modo SPI. El módulo incluye un “Level-Translator”, para convertir los niveles lógicos de 5v a 3,3V. La comunicación con el microcontrolador es vía SPI, por lo que se tienen 4 hilos (MISO, MOSI, CS, SCK), además de la alimentación.



Figura 16 – Módulo memoria microSD

MODULO DE ALIMENTACIÓN Y CARGA

Para energizar el dispositivo, se utiliza una batería de litio recargable 18650, de la marca UltraFire. La misma proporciona una tensión de 3,7V y una capacidad de 5800mAh. Esta será la encargada de alimentar todos los módulos del dispositivo con lógica de 3,3V.

Para la carga de la batería, se utiliza un módulo TP4056 con protección. La ventaja en el uso de este módulo es que cuenta con unos transistores MOSFETs que desconectan la batería del circuito cuando la misma necesita recargarse. Además, posee un conector microUSB para realizar la carga de la batería. Mientras se realiza la carga, el módulo enciende un LED rojo, y cuando la batería llega a plena carga se enciende un LED azul. El diagrama del conexionado es el siguiente:

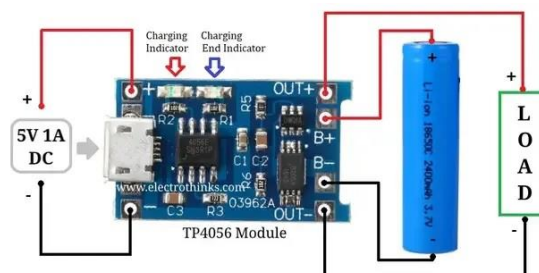


Figura 17 – Módulo TP4056

LLAVE “ON-OFF” y PULSADOR “OK”

Para el encendido y apagado del dispositivo, se utiliza una mini llave de dos posiciones, que soporta hasta 3A, la cual está en serie con la batería y la bornera principal de la placa.

Por otra parte, el dispositivo cuenta con un pulsador con el cual el usuario podrá iniciar la medición con el oxímetro, así como también detenerla pulsando nuevamente.

CONECTOR IDC

La conexión entre el gabinete principal y el clip para medición es a partir de un conector IDC con latch, el cual permite una conexión hermética sumamente fiable, evitando posibles falsos contactos.

3.2.3 Circuito impreso

En el prototipo se cuenta con dos circuitos impresos, diseñados con el software libre KiCad. El primero de ellos y principal, es la placa donde se encuentra el microcontrolador. En ella, se encuentran las conexiones hacia los diferentes módulos mencionados en la sección anterior, así como también resistencias de PULL-UP para los usos ya especificados. El segundo, se trata de una pequeña placa para colocar el conector IDC y darle rigidez mecánica.

3.2.4 Fotos



Figura 18 – PCB principal lado componentes

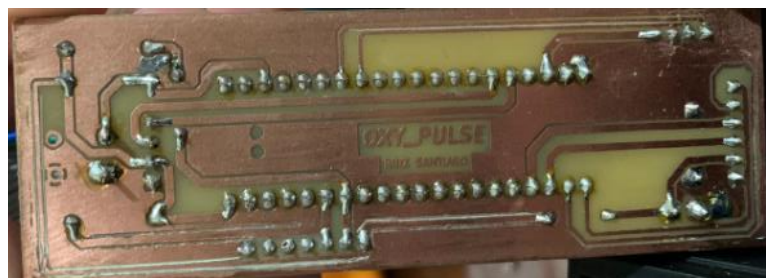


Figura 19 – PCB principal lado cobre

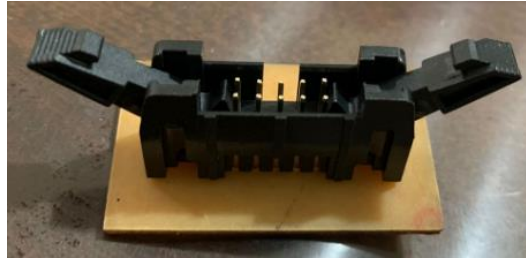


Figura 20 – PCB para conector IDC

3.3 Software

El software de OXY_PULSE fue desarrollado utilizando una herramienta de desarrollo de STMicroelectronics conocida como STM32CubeIDE. Esta basada en el marco Eclipse y la de cadena de herramientas GCC para el desarrollo y GDB para la depuración. Desde el propio entorno, se puede realizar la configuración de la placa de desarrollo utilizando la interfaz del archivo “.ioc”.

El contenido del proyecto fue organizado en archivos, resolviendo cada módulo por separado e incluyendo dichos archivos en el programa principal. Todo el contenido relacionado podrá encontrarse en el repositorio de Github correspondiente a OXY_PULSE. Se puede acceder al mismo siguiendo este link:

https://github.com/santiagoruizvt/Proyecto_Oximetro_Pulsos

3.3.1 Enumeración de rutinas

Las rutinas enumeradas a continuación se irán enumerando en grupos según la tarea que cumpla cada una de ellas.

MAX30100.c

Rutina “MAX30100_Init”

```
//*****
//Función:          MAX30100_Init
//Descripción:      Inicialización del módulo MAX30100
//Parámetros:       void
//Valor devuelto:    void
//*****
```

Subrutina “MAX30100_I2C_Write”

```
//*****
//Función:          MAX30100_I2C_Write
//Descripción:      Escritura de un buffer a través del bus I2C
//Parámetros:       uint8_t dirección del dispositivo
//                  uint8_t registro a escribir
//                  uint8_t data a escribir
//Valor devuelto:    void
//*****
```

Rutina “Actualizar_Resultados”

Subrutina “Resetea_Resultados”

```
//*****
//Función:           Resetea_Resultados
//Descripción:       Resetea la estructura result para comenzar
//                   o realizar una nueva lectura
//Parámetros:        pulseoxymeter_t* puntero a estructura result
//Valor devuelto:     void
//*****
```

Subrutina “Lectura_FIFO”

```
//*****
//Función:           Lectura_FIFO
//Descripción:       Lectura de los valores de IR y REDLED desde
//                   el registro FIFO del MAX30100
//Parámetros:        FIFO_t* puntero a estructura FIFO
//Valor devuelto:     void
//*****
```

Subrutina_2 “MAX30100_I2C_Read”

```
//*****
//Función:           MAX30100_I2C_Read
//Descripción:       Lectura de un buffer a través del bus I2C
//Parámetros:        uint8_t dirección del dispositivo
//                   uint8_t registro a escribir
//                   uint8_t data a escribir
//Valor devuelto:     void
//*****
```

Subrutina “Filtrado_DC”

```
//*****
//Función:           Filtrado_DC
//Descripción:       Filtrado para quitar la señal continua
//                   presente en los valores leídos
//Parámetros:        float datos del FIFO
//                   float* valor previo w
//                   float* dato filtrado
//Valor devuelto:     void
//*****
```

Subrutina “Filtro de Mediana”

```
//*****
//Función:           Mean_Median_Filter
//Descripción:       Filtro de mediana para reducir el ruido y
//                   limpiar la señal
//Parámetros:        float datos de la salida del Filtrado_DC
//                   meanDiffFilter_t* puntero a estructura
//                   float* puntero a dato filtrado resultante
//Valor devuelto:     void
//*****
```


Subrutina “Filtro Pasabajos Butterworth”

```
//*****  
//Función:          Filtro_PasabajosButterworth  
//Descripción:      Filtro pasabajos butterworth implementado  
//                  con una ecuación en diferencia  
//Parámetros:       float  datos de la salida del Median_Filter  
//                  butterworthFilter_t* puntero a estructura  
//                  float* puntero a dato filtrado resultante  
//Valor devuelto:    void  
//*****
```

Subrutina “detectPulse”

```
//*****  
//Función:          detectPulse  
//Descripción:      Máquina de estados para la detección del pulso  
//Parámetros:       float  datos de la salida del LPF  
//Valor devuelto:    bool  
//*****
```

Subrutina “Balance_Intensidades”

```
//*****  
//Función:          Balance_Intensidades  
//Descripción:      Corrección de las intensidades de los LEDS  
//                  para evitar la saturación de la lectura  
//Parámetros:       float  datos del led rojo  
//                  float  datos del led IR  
//Valor devuelto:    void  
//*****
```

Subrutina “MAX30100_I2C_FIFO_Read”

```
//*****  
//Función:          MAX30100_I2C_FIFO_Read  
//Descripción:      Lectura del FIFO del MAX30100, se leen 2 bytes  
//                  por cada LED  
//Parámetros:       void  
//Valor devuelto:    void  
//*****
```

Subrutina “MAX30100_I2C_Reset_FIFO”

```
//*****  
//Función:          MAX30100_I2C_Reset_FIFO  
//Descripción:      Reseteo el registro FIFO  
//Parámetros:       void  
//Valor devuelto:    void  
//*****
```

SSD1306.c**Rutina “SSD1306_Init”**

```
//*****
//Función:          SSD1306_Init
//Descripción:      Inicialización de la pantalla OLED
//Parámetros:       void
//Valor devuelto:    uint8_t OK
//*****
```

Rutina “SSD1306_GotoXY”

```
//*****
//Función:          SSD1306_GotoXY
//Descripción:      Setea las coordenadas XY para escribir
//                  en pantalla
//Parámetros:       uint16_t x
//                  uint16_t y
//Valor devuelto:    void
//*****
```

Rutina “SSD1306_Puts”

```
//*****
//Función:          SSD1306_Puts
//Descripción:      Escritura en pantalla carácter por
//                  carácter
//Parámetros:       char* string que se desea escribir
//                  FontDef_t* tipo de fuente(formato)
//                  SSD1306_COLOR_t color de escritura en
//                  caso de pantalla multicolor
//Valor devuelto:    char si devuelve “0” OK
//*****
```

Rutina “SSD1306_UpdateScreen”

```
//*****
//Función:          SSD1306_UpdateScreen
//Descripción:      Actualización de la pantalla con la
//                  transmisión por bus I2C de un buffer
//                  con la nueva información a mostrar
//Parámetros:       void
//Valor devuelto:    void
//*****
```

Rutina “SSD1306_ScrollRight”

```
//*****
//Función:          SSD1306_ScrollRight
//Descripción:      Mensaje en movimiento en pantalla
//Parámetros:       uint8_t desde donde arranco
//                  uint8_t donde termino
//Valor devuelto:    void
//*****
```

Rutina “SSD1306_Stopscroll”

```
//*****  
//Función:          SSD1306_Stopscroll  
//Descripción:      Detiene el movimiento del mensaje  
//Parámetros:       void  
//Valor devuelto:   void  
//*****
```

Rutina “SSD1306_Clear”

```
//*****  
//Función:          SSD1306_Clear  
//Descripción:      Limpia la pantalla  
//Parámetros:       void  
//Valor devuelto:   void  
//*****
```

Rutina “SSD1306_DrawPixel”

```
//*****  
//Función:          SSD1306_DrawPixel  
//Descripción:      Carga en el buffer la información de que  
//                  pixel se debe encender y su color  
//Parámetros:       uint16_t coordenada X  
//                  uint16_t coordenada Y  
//                  SSD1306_COLOR_t color pixel  
//Valor devuelto:   void  
//*****
```

Rutina “SSD1306_DrawBitmap”

```
//*****  
//Función:          SSD1306_DrawBitmap  
//Descripción:      Dibuja en pantalla una imagen mapeada  
//                  bit a bit  
//Parámetros:       uint16_t coordenada X  
//                  uint16_t coordenada Y  
//                  const unsigned char* imagen mapeada bit por bit  
//                  uint16_t ancho de la imagen  
//                  uint16_t alto de la imagen  
//                  uint16_t color de cada pixel  
//Valor devuelto:   void  
//*****
```

Main.c

Rutina “HAL_IncTick”

```
//*****  
//Función:          HAL_IncTick  
//Descripción:      Manejo del SysTick para demoras en ms  
//Parámetros:       void  
//Valor devuelto:   void  
//*****
```

Rutina "HAL_GPIO_EXTI_Callback"

```
//*****
//Función:          HAL_GPIO_EXTI_Callback
//Descripción:      Manejo de la interrupción externa
//Parámetros:       uint16_t GPIO_Pin
//Valor devuelto:    void
//*****
```

3.3.2 Descripción del funcionamiento de cada rutina

Diagrama de flujo principal:

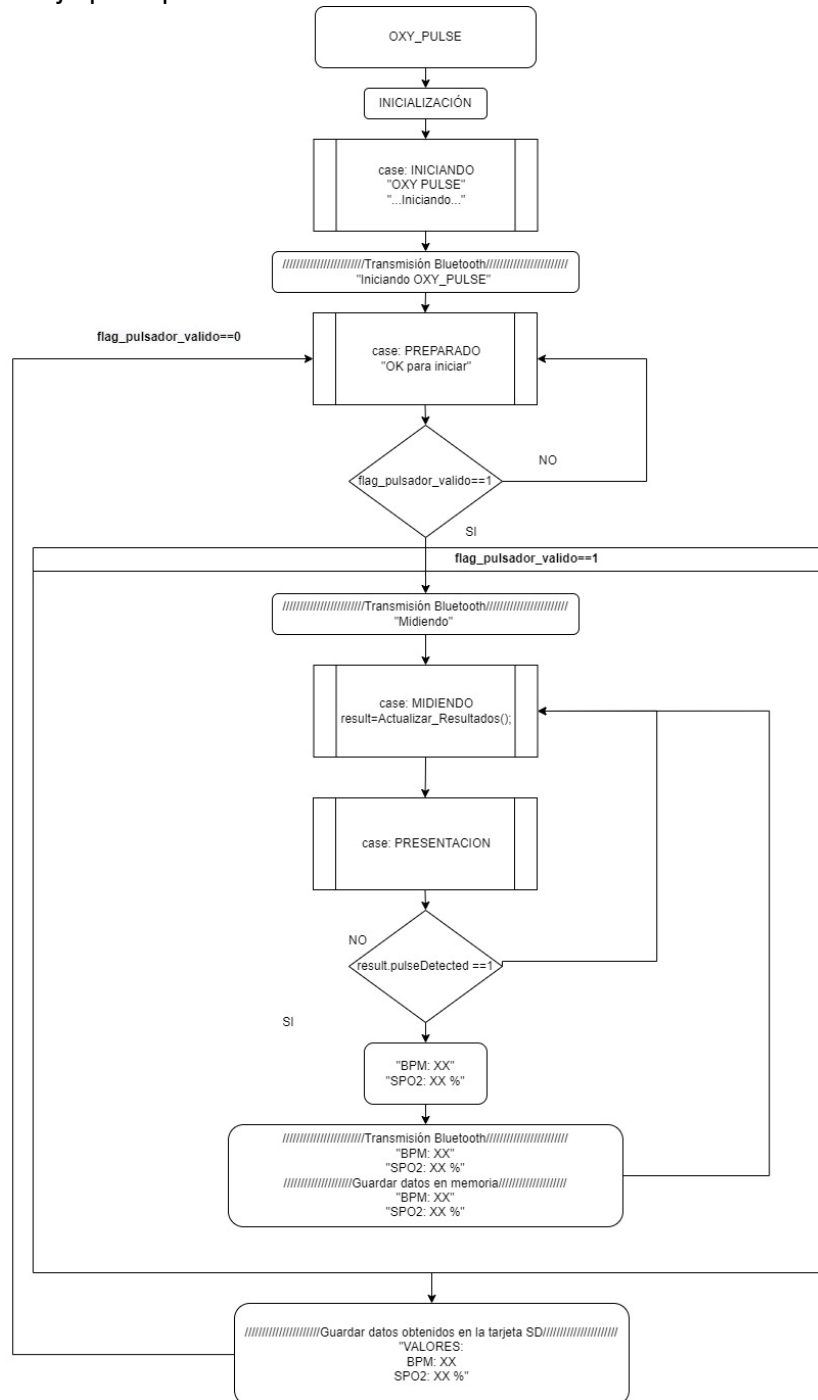


Figura 21 – Diagrama de flujo principal

Para la detección del pulso, se utilizó una máquina de estados que puede explicarse con la gráfica de la figura 22. En la misma se puede observar una señal muy similar a la de un electrocardiograma, la cual es atravesada por un umbral o “threshold” mínimo en línea punteada. Siguiendo la señal, se llega a su pico y luego comienza a decrecer. En el momento en el cual comienza el descenso en los valores, se guarda un valor de tiempo. En el próximo pico se procede de igual forma, y una vez que se tienen dos muestras de tiempo puede medirse cuanto tiempo pasó entre ellas. De esta forma, pueden calcularse los latidos por minuto de la siguiente manera:

$$BPM: \frac{60000}{\text{Muestra actual} - \text{Muestra previa}}$$

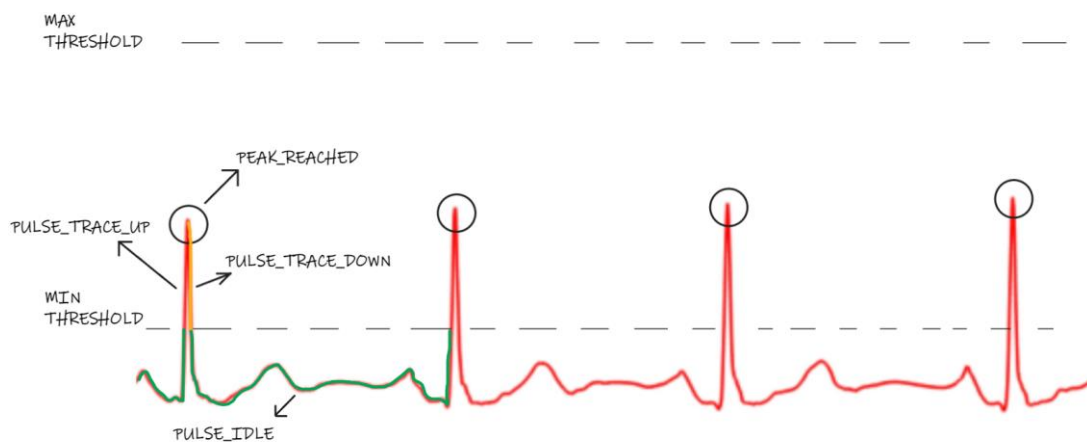


Figura 22 – Ilustración de la forma de detección de los latidos por minuto

3.4 Software en PC

En el caso de OXY_PULSE, no se utilizó ningún software que interactúe con el dispositivo desde la PC. Como posible mejora, podría buscarse una conexión con una interfaz gráfica por medio de un puerto serie para, por ejemplo, graficar las señales ECG y tener mejor precisión en la calibración del dispositivo.

3.4.1 Entorno de desarrollo

No corresponde.

3.4.2 Enumeración de rutinas

No corresponde.

3.4.3 Descripción del funcionamiento de cada rutina

No corresponde.

4 Modo de operación

El dispositivo cuenta con dos módulos, el gabinete principal y el clip para medición. Para realizar una medición, el usuario deberá seguir los pasos que se detallan a continuación:

1. En la parte superior del gabinete principal, se debe encender el dispositivo con la llave ON/OFF que se muestra en la figura 23. Previamente, se puede insertar una tarjeta microSD en la parte trasera del gabinete.



Figura 23 – Parte superior del gabinete principal

2. Una vez encendido el dispositivo, empezará la inicialización y se podrá observar la pantalla de inicio como en la figura 24. Además, a partir de ese momento se podrá vincular un dispositivo portátil con OXY_PULSE.



Figura 24 – Pantalla de inicialización

3. Al terminar la inicialización, se observará en pantalla la figura 25. La misma indica que OXY_PULSE está listo para realizar una medición.



Figura 25 – Pantalla de espera para iniciar medición

4. Para comenzar con la medición se debe colocar el dedo en el clip para medición, teniendo en cuenta que deberá quedar sobre los leds del módulo oxímetro, y luego se acciona el pulsador "OK".

5. Una vez pulsado “OK”, el dispositivo comenzará a mostrar valores de BPM (latidos por minuto) y SPO2 (saturación de oxígeno en sangre) como se muestra en la figura 26. Estos datos se irán transmitiendo al dispositivo móvil conectado vía Bluetooth y estarán siendo almacenados en un archivo de texto en la tarjeta microSD. Estos datos pueden ser útiles para generar un informe posterior del usuario al respecto.



Figura 26 – Pantalla de medición

6. Cuando se desee terminar la medición, se podrá pulsar “OK” nuevamente y se volverá a la pantalla de la figura 25.
7. Para comenzar una segunda medición el usuario debe entender que los valores guardados en la microSD se perderán al realizar una nueva medición.
8. Si el dispositivo se queda sin batería, se puede cargar conectando un cable microUSB en la parte inferior del gabinete gracias al módulo de carga, como se muestra en la figura 27. Cuando la batería llegue a plena carga, se encenderá un led azul del módulo indicando esto mismo.



Figura 27 – Carga de OXY_PULSE

5 Ensayos

Como instrumento de medición relevante en el desarrollo, se utilizó un analizador lógico USB de 8 canales. Este dispositivo es un instrumento que captura los datos de un circuito digital para poder analizarlos, en forma similar a lo que hace un osciloscopio, y es capaz de visualizar señales de múltiples canales. Permite, además, la posibilidad de interpretar protocolos de comunicación como los que utiliza OXY_PULSE para vincular cada módulo (I2C, SPI, UART, etc.). En función de esto, se detallan algunas mediciones que fueron realizadas para el desarrollo de OXY_PULSE:

Comunicación I2C entre el microcontrolador y el MAX30100:

El módulo oxímetro MAX30100 implementa en su interior un registro FIFO para almacenar los datos obtenidos por el led rojo e infrarrojo. El mismo se organiza como un banco de memoria de 16 muestras, las cuales consisten en una palabra del led IR y una del led rojo, formando 4 bytes por cada muestra. Esto da como resultado un total de 64 bytes de datos que pueden ser almacenados en el registro FIFO. En la hoja de datos del módulo, se muestra la figura 28 donde se puede apreciar mejor la organización del registro.

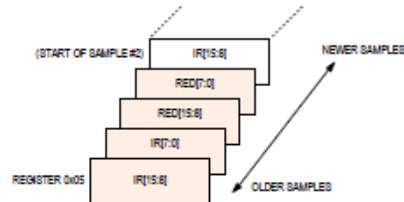


Figura 28 – Representación gráfica de los datos del FIFO

En función de lo leído en la bibliografía detallada al final de este informe y siguiendo un pequeño pseudocódigo presente en la hoja de datos del módulo oxímetro, se realiza una lectura de una muestra leyendo 4 bytes del FIFO. El primer y segundo byte corresponden a los bits más significativos y menos significativos del led IR, respectivamente. Mientras que el tercer y cuarto byte corresponden a los bits más significativos del led rojo, respectivamente. Todas estas lecturas se realizan por el bus I2C, y se pueden observar en detalle gracias al uso de una herramienta como el analizador lógico. En figura 29, se observa la comunicación I2C, donde se puede apreciar el bit de START, una escritura del master con la dirección del esclavo (MAX30100), una escritura con la dirección del registro FIFO, una lectura de los 4 bytes seguidos correspondientes a los datos de cada led y finalmente un bit de STOP.

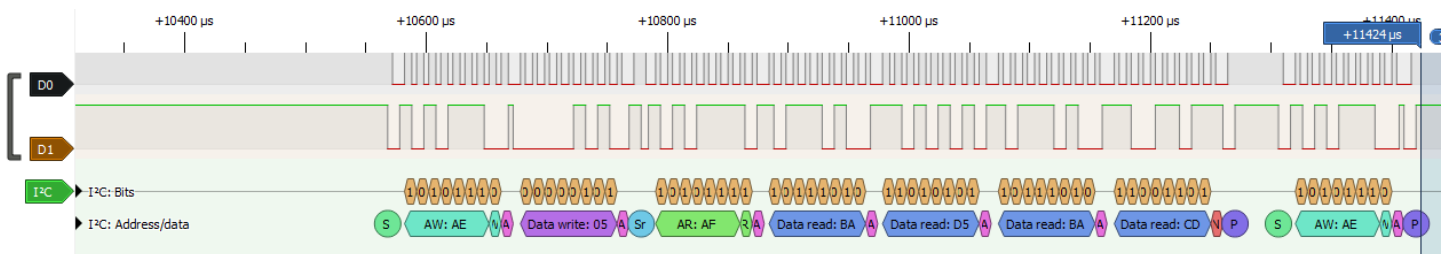


Figura 29 – Visualización del bus I2C en la lectura del FIFO

Esta lectura es el primer paso de la función “Actualizar_Resultados()”, exceptuando la de resetear la variable result. Esta función se debe implementar cada 27ms aproximadamente para que el filtrado funcione correctamente. Cuanto más se aproxime este intervalo de tiempo a 10ms (100Hz), mejor funcionará el filtrado según la bibliografía utilizada.

Comunicación SPI entre el microcontrolador y el módulo para tarjetas microSD

Otro uso que se le dio al analizador lógico fue para observar en detalle la comunicación SPI. Serial Peripheral Interface es un estándar de comunicación utilizado para realizar transferencias de información entre dispositivos electrónicos. Se trata de una comunicación sincrónica de 4 hilos, donde un dispositivo Master puede comunicarse

con un dispositivo Slave (permite multi-slave). Posee señales de SCK (clock), CS (chip select), MOSI y MISO.

Cuando se fue a realizar la prueba de escritura en la tarjeta microSD por SPI, se presentó el problema de que el archivo .txt nunca era creado en la tarjeta. Utilizando el analizador lógico y con un debug paso a paso del código implementado, se identificó un problema en la función “LeerSector()”, la cual no era ejecutada correctamente. Esto se puede observar en la figura 30. El problema recaía en el largo del nombre del archivo, el cual excedía lo permitido por el FATFS implementado en el microcontrolador. Con un cambio en el largo del nombre del archivo por uno más corto, se realizó correctamente la escritura de datos en la microSD, obteniendo la captura de la figura 31.

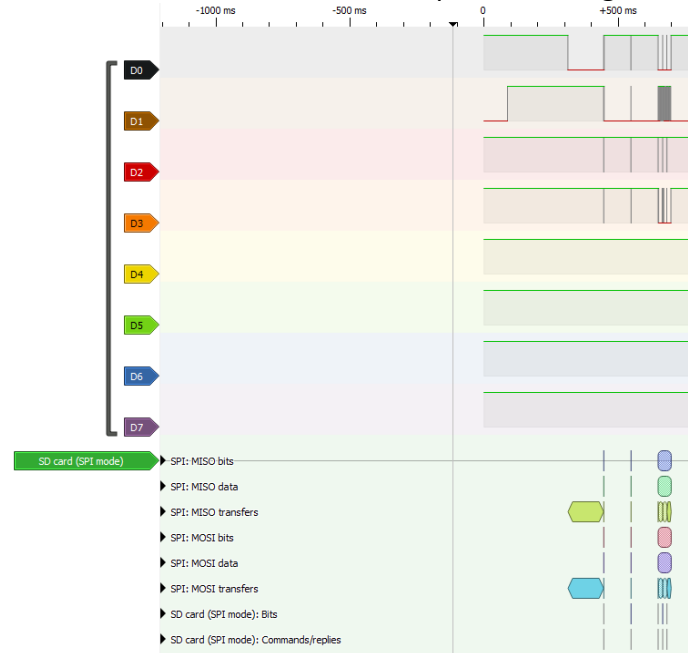


Figura 30 – Visualización de la comunicación SPI errónea

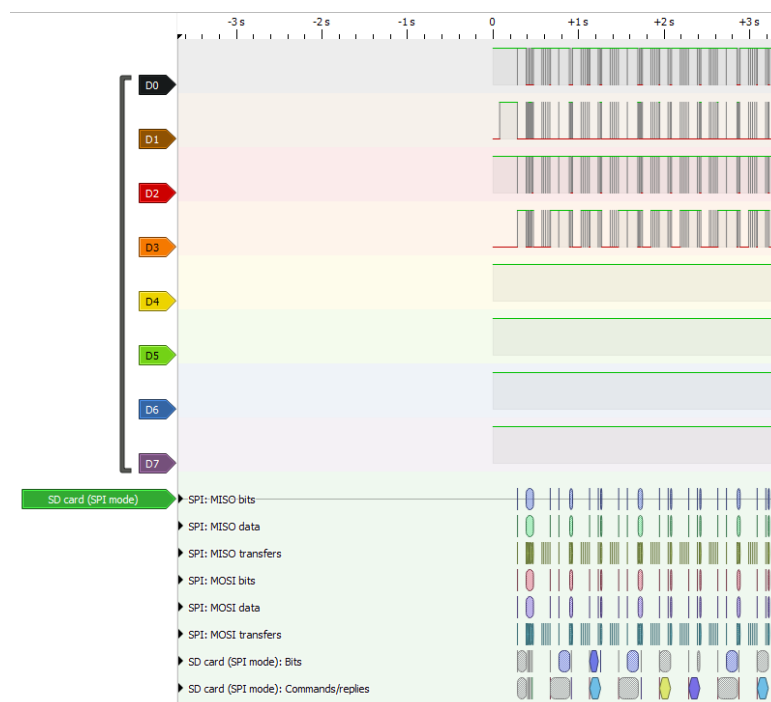


Figura 31 – Visualización de la comunicación SPI correcta

Una vez que fueron corregidos los errores mencionados, se realizó una prueba completa del dispositivo y se guardaron los datos de una persona en la tarjeta micro SD. Dicha información fue utilizada para realizar el gráfico de la figura 32, del cual se puede observar que existe un tiempo de demora hasta que la lectura se estabiliza. Este tiempo puede relacionarse con aproximadamente 18 repeticiones del algoritmo implementado, por lo que, siendo prudentes se deben ignorar estos primeros valores, ya que no brindan información útil. Pasado este tiempo, se puede observar que la medición se mantiene relativamente estable, oscilando entre los 70 latidos por minuto.

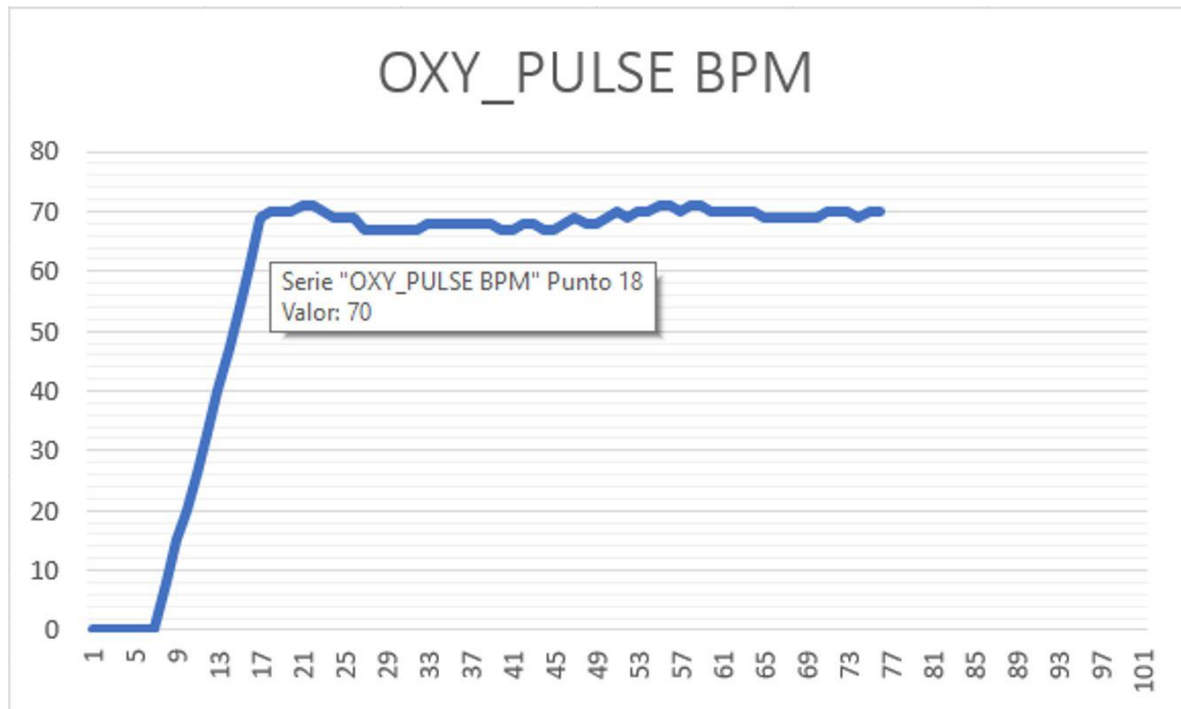


Figura 32 – Gráfica de valores de latidos por minuto

Estos valores fueron comparados contra un oxímetro de pulso comercial, de la marca YONKER, modelo YK-81. Los valores de OXY_PULSE coincidieron con los del patrón utilizado, y esta prueba fue realizada por varios pacientes, verificando con éxito esto mismo.

6 Conclusiones

Con el diseño, pruebas y desarrollo de OXY_PULSE se obtuvieron los resultados y conclusiones que se detallan a continuación:

- La oximetría de pulsos es una prueba no invasiva para medir los latidos por minuto y la saturación de oxígeno en sangre y se utiliza muchas veces para monitorizar la salud de las personas con cualquier tipo de enfermedad que pueda afectar los niveles de oxígeno en sangre. Para ello, se requiere una lectura realmente precisa, ya que una mala información podría provocar un diagnóstico erróneo. La implementación del oxímetro con el módulo MAX30100 fue buena, pero no tan precisa como se esperaba. Las mediciones dependieron de la posición del dedo sobre el sensor, la presión del dedo sobre el sensor, que el clip esté perfectamente quieto y no se mueva, entre otras variables externas. Es por esto que sirve para tener una noción de los parámetros mencionados, pero no debe considerarse como una verdad absoluta bajo ningún concepto.
- Se realizó un desarrollo sobre una placa STM32, con un microcontrolador con arquitectura ARM, lo que permitió conocer en profundidad en qué consiste dicha arquitectura. Este punto es importante, dado que es una de las más utilizadas hoy en día para los dispositivos móviles como celulares, tablets, etc.
- Sobre el microcontrolador, se estudiaron los diferentes periféricos con los que cuenta, así como también la forma de configurarlo desde la interfaz .ioc en el software STM32CubeIDE. Se utilizaron buses I2C para comunicarse con el módulo MAX30100 y la pantalla OLED SSD1306, SPI para escribir datos en una tarjeta microSD y UART para transmitir datos utilizando un módulo bluetooth. Para esto, se estudiaron previamente dichos protocolos y cómo implementarlos con ejemplos sencillos.
- Para el montaje del proyecto, todas las partes mecánicas fueron diseñadas utilizando software CAD (Fusion 360), teniendo en cuenta las dimensiones de la placa, y todos los módulos que se buscaba utilizar. Y dichas partes fueron materializadas con una impresora 3D, la cual es una excelente opción para el prototipado rápido.
- El diseño del circuito impreso fue realizado con software libre KiCad, así como también el diseño del circuito esquemático donde figuran las conexiones realizadas en el proyecto.
- Se utilizó el analizador lógico de 8 canales como herramienta clave para la interpretación de protocolos de comunicación, y como ayuda para encontrar errores en el desarrollo.

En resumen, se desarrolló un proyecto que permitió entender mejor algunos conceptos sobre la programación de microcontroladores, así como también aprender nuevas técnicas, funciones, protocolos y demás herramientas útiles a la hora del desarrollo tecnológico.

7 Proyecto finalizado

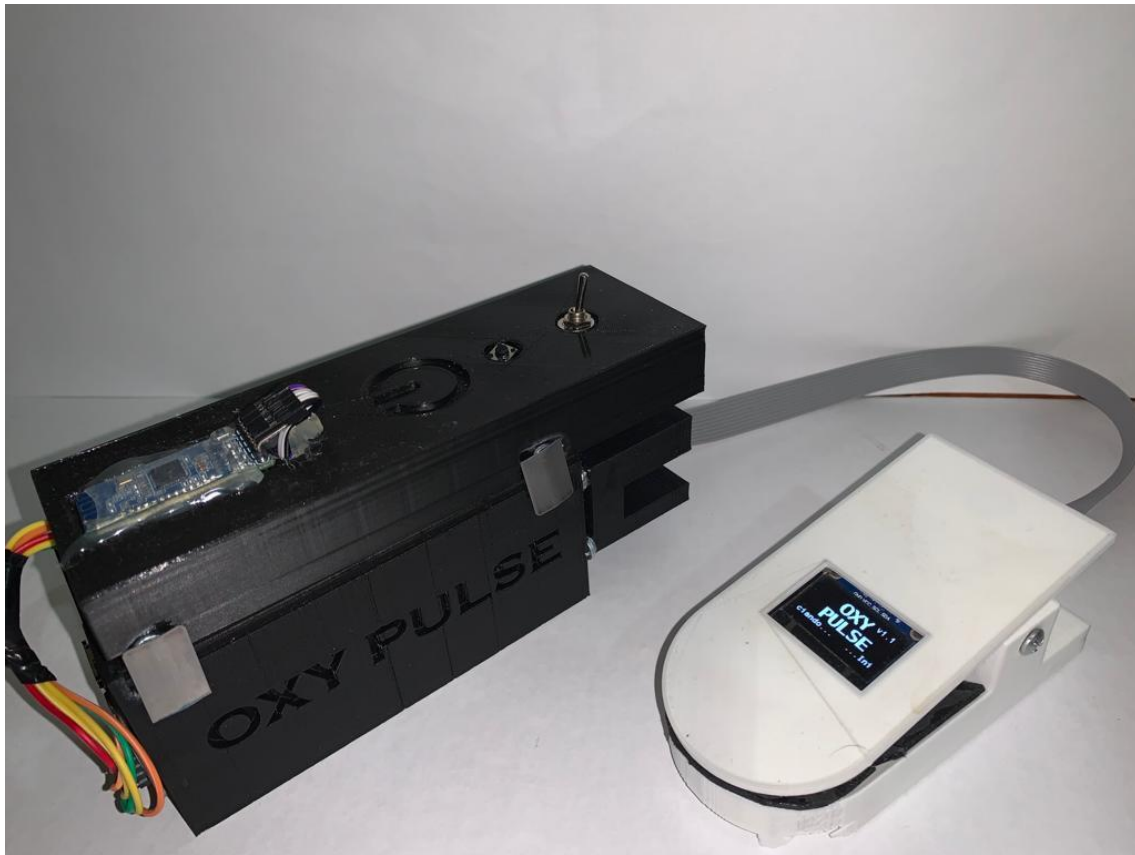


Figura 33 – OXY_PULSE

8 Referencias

1. Diseño y construcción de un oxímetro de pulso – Autor: Solibella Bencomo, Sergio Villazana, Bruno Salas – Centro de Investigaciones en Bioingeniería, Universidad de Carabobo, Valencia, Venezuela.
2. Apunte Ley de Bouguer-Lambert-Beer – Universidad Veracruzana
3. Serie de Información al Paciente: Oximetría de pulso – American Thoracic Society
4. Implementing pulse oximeter using MAX30100 – Autor: Raivis Stroganovs
5. MAX30100 Datasheet - Maxim Integrated Products, Inc.
6. Description of STM32F1 HAL and low-layer drivers – STMicroelectronics
7. Apuntes teóricos de la cátedra de Técnicas Digitales III.