

Universidad Nacional de Mar del Plata

Facultad de Ingeniería

Ingeniería Electrónica



UNIVERSIDAD NACIONAL
DE MAR DEL PLATA
.....



FACULTAD DE
INGENIERIA

Desarrollo de un Pletismógrafo con opción de oxímetro de Pulso

Proyecto Final de Carrera año 2015



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-
NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

Alumno: Lauro Gustavo Daniel

Director: Ing. Julio César Doumecq

A mis padres por hacerme estudiar.

Índice

1. Resumen.....	4
2. Introducción.....	5
2.1 Motivaciones.....	5
2.2 Objetivos.....	5
3. Base teórica y fundamentos de la oximetría.....	6
3.1 Estudio de la Hemoglobina.....	6
3.2 Saturación de oxígeno y la absorción de la luz en los tejidos.....	9
3.2.1 La ley de Beer-Lambert y la relación de cocientes.....	10
3.2.2 Calibración.....	15
3.3 Estudio de las topologías de los oxímetros.....	16
3.3.1 Diseño de oxímetros analógicos.....	16
3.3.2 Diseño de oxímetros digitales.....	18
3.3.3 Comparación de las topologías digital y analógica.....	18
4. Desarrollo del proyecto.....	20
4.1 Sensor de oximetría.....	21
4.2 Amplificador de transimpedancia y amplificador de señal.....	22
4.3 Driver de leds.....	24
4.4 Fuentes de alimentación y referencia.....	28
4.5 Procesador de señales, DSP.....	30
4.6 Procesador de pantalla y pantalla TFT.....	31
4.7 Software del Pletismógrafo.....	33
4.7.1 Adquisición de datos.....	35
4.7.2 Control de intensidad de los leds rojo e infrarrojo.....	35
4.7.3 Cancelación parcial del valor de DC.....	35
4.7.4 Filtros FIR.....	36
4.7.5 Filtros IIR.....	37
4.7.6 Calculo del ritmo cardiaco y el %SpO2.....	38
4.7.7 Transmisión de datos por UART.....	39
5. Muestra del proyecto y resultados.....	40
6. Conclusiones.....	47
7. Bibliografía.....	48
8. Anexo.....	49

1. Resumen

El logro de este proyecto final fue desarrollar y testear las soluciones tecnológicas para implementar un pletismógrafo que fuera capaz de medir el ritmo cardiaco y con opción de la medición del porcentaje de oxígeno en sangre.

Los circuitos electrónicos fueron desarrollados para tomar las mediciones de la luz transmitida a través de un dedo en dos longitudes de onda diferentes. Estos circuitos incluyeron varios bloques para poder mostrar la curva pletismográfica, el ritmo cardiaco y porcentaje de oxígeno en sangre en una pantalla color y en tiempo real.

Se diseñó un driver con ajuste automático para poder mantener a la señal entregada por la sonda en el rango del ADC. El driver entrega en forma alternada la corriente para alimentar 2 diodos led conectados en anti paralelo con una resolución de corriente de $61\mu\text{A}$, la corriente debe ser conmutada cada milisegundo para tener una frecuencia de muestreo de 500 Hz.

La señal proveniente de la sonda se amplificó a través de un amplificador de transimpedancia, luego a través de otro amplificador operacional que suma una tensión de continua entregada por la tercera salida del DAC para cancelar parte del valor de continua de la señal.

El corazón del proyecto se basó en un DSP que se encarga de controlar los tiempos de conmutación del driver de los leds, las tensiones entregadas por las tres salidas del DAC, la adquisición de las señales provenientes de la salida del amplificador de transimpedancia y de la salida del amplificador operacional.

El software que ejecuta el DSP adquiere en forma alternada las muestras de cada longitud de onda y realiza el filtrado de las mismas a través de 2 filtros por cada led. Primero se realizó un filtrado con un filtro pasa bajos, se utilizó un filtro FIR equirriple de orden 494 con una frecuencia de corte de 10 Hz y una atenuación en la banda de stop de 60dB. Luego a las muestras filtradas de cada longitud de onda se las filtró nuevamente con un filtro IIR pasa altos de primer orden con una frecuencia de corte de 0.1Hz y una atenuación en la banda de stop de 30dB para suprimir el valor de continua de la señal totalmente.

En una de las longitudes de onda, la infrarroja, que presentaba mayor atenuación por la sangre y por lo tanto una mayor señal de salida en el amplificador de transimpedancia se la filtró luego del filtrado FIR con un filtro diferenciador. El objetivo de esto fue obtener la derivada primera y poder utilizar la señal obtenida como base de tiempo y sincronismo. Esta señal diferenciada se la utilizó para calcular el periodo de la señal es decir los latidos por minuto del corazón y también el cálculo del porcentaje de oxígeno en sangre.

Finalmente la curva pletismográfica se envía por la UART a otro procesador que maneja la pantalla TFT con un bus de 8 bits de datos multiplexado. La pantalla TFT tiene una resolución de 320 x 240 pixel color y se pudo observar varios periodos de la curva pletismográfica, el ritmo cardíaco y el porcentaje de oxígeno en sangre, todo al mismo tiempo.

2. Introducción

2.1 Motivaciones

La medición de la saturación de oxígeno en algunas partes del sistema circulatorio puede dar información importante acerca del estado de los órganos vitales como el corazón y los pulmones y la perfusión en otras partes del cuerpo. Por eso la técnica de oximetría puede elucidar acerca del funcionamiento del organismo y detectar posibles anomalías.

Los valores regulares de la saturación de oxígeno en la sangre son de alrededor de 95% [1] y cambios significantes en esos valores pueden estar asociados a situaciones de alarma. Por lo tanto la técnica de monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre tiene un amplio rango de aplicaciones médicas, particularmente en pacientes en riesgo de falla respiratoria. Es importante tener una medida de la eficiencia del trabajo realizado por los pulmones y que tan bien la sangre arterial esta oxigenada. También, la técnica de oximetría juega un papel importante en la investigación de desórdenes del sueño.

El desarrollo de dispositivos basados en técnicas no invasivas es importante debido a algunas limitaciones asociadas a la medición de la saturación de oxígeno en las arterias, la imposibilidad del monitoreo continuo y las pérdidas de sangre en el lugar de la medición.

Por eso este trabajo se basará en la transmisión de la luz en los tejidos como una forma no invasiva y de manera óptica para obtener la curva pletismográfica y medir la saturación de oxígeno en sangre.

2.2 Objetivos

El propósito de este proyecto es el desarrollo de un equipo de medición de oxígeno en sangre que permita el monitoreo de la saturación de oxígeno en una forma no invasiva. Su realización se basa en una punta de prueba genérica de oximetría y luego un módulo de adquisición y procesamiento que integra todos los datos (a través de la implementación de algoritmos) para estimar la saturación de oxígeno.

Los principios de oximetría están bien estudiados, siendo descriptos en la literatura del cuidado médico y con remarcada credibilidad. Por eso este proyecto no es algo revolucionario, no es para crear un nuevo dispositivo, sino para optimizar el

conocimiento actual usando la información disponible de los oxímetros de pulso actuales.

3. Base teórica y fundamentos de la oximetría

Es de suma importancia para el proyecto la adquisición de teoría y lenguaje técnico a fin de completar el mismo. Por eso el primer paso fue la adquisición de nuevos conceptos y la revisión de otros.

El siguiente capítulo presenta una descripción general de la búsqueda llevada a cabo para el desarrollo del proyecto, para un mejor entendimiento técnico de los detalles en los próximos capítulos.

3.1 Estudio de la Hemoglobina

La hemoglobina (figura 2.1) es una proteína que está presente en las células rojas de la sangre y es la responsable del transporte de oxígeno (O_2) a través del cuerpo.

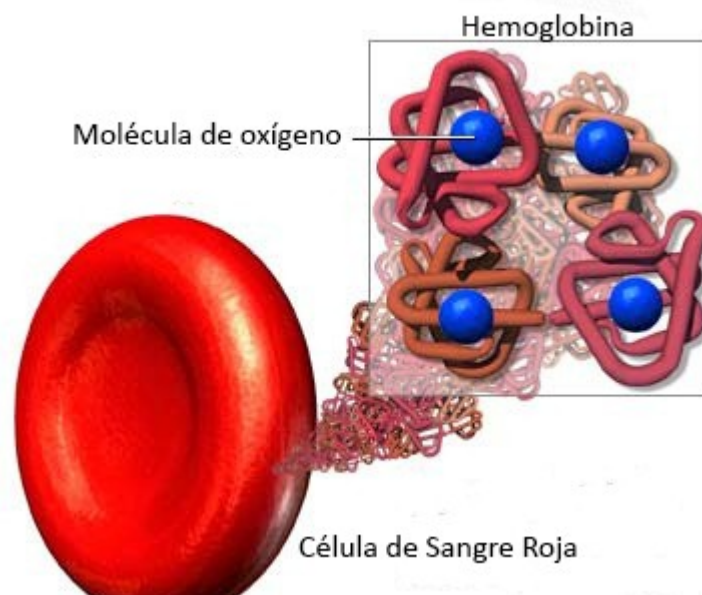


Figura 3.1, estructura de la hemoglobina

Cada molécula de hemoglobina está compuesta por cuatro cadenas de polipéptidos llamadas Globins y cuatro moléculas de pigmento orgánico con forma de

disco llamadas Hemes. En el centro de cada grupo Heme, hay un átomo de hierro el cual puede combinar con una molécula de oxígeno [2].

Hay 2 formas de hemoglobina en la sangre, la hemoglobina oxigenada (HbO_2) y la hemoglobina desoxigenada o también llamada reducida. La hemoglobina se combina con el oxígeno para formar HbO_2 en los pulmones a través de una reacción de carga. La HbO_2 se transporta a los tejidos capilares donde ésta se disocia para ceder Hb y moléculas de O_2 a través de una reacción de descarga.

Una vez que la sangre alcanza los capilares, los tejidos de alrededor usualmente tienen una presión parcial de oxígeno menor que la de la sangre. Entonces el oxígeno se difunde en los tejidos que lo rodean. Cuando los tejidos tienen un índice metabólico más alto, la diferencia en la presión parcial es más alta y más oxígeno es liberado. Mientras el oxígeno se difunde en el fluido intersticial, el dióxido de carbono se difunde en la sangre y una vez que el oxígeno está cerca de célula, éste se difunde a través de la membrana celular.

Las reacciones de carga y descarga de la hemoglobina dependen de dos factores:

- La presión parcial de oxígeno (PO_2): En los capilares de los pulmones, hay una presión parcial de oxígeno alta y casi todas las moléculas de Hb se combinan con O_2 ; en los tejidos capilares una baja presión parcial de oxígeno promueve la disociación de la HbO_2 ;
- La afinidad entre la hemoglobina y el oxígeno: un muy fuerte enlace podría favorecer la reacción de carga en los pulmones, mientras que un débil enlace podría obstaculizar la disociación; la afinidad depende de varios factores, tales como la temperatura, el Ph y el ácido 2,3-difosfoglicérico.

Luego de descubrir la hemoglobina se llega a la conclusión que la absorción de luz por la hemoglobina varía de acuerdo a la saturación en oxígeno. Cuando la Hemoglobina sin oxígeno se enlaza con oxígeno se forma Hemoglobina oxigenada y ésta pasa a un color rojo. En el proceso de disociación la hemoglobina toma un color rojo oscuro. Esta diferencia de colores es porque la Hb y la HbO_2 tiene una diferencia en el espectro óptico en el rango de las longitudes de onda entre 660nm (cerca del rojo) y 1000nm (cerca del infrarrojo) [2].

Es por eso que la oximetría está principalmente basada en las características de absorción de la luz roja y la luz infrarroja por la hemoglobina oxigenada y desoxigenada: la hemoglobina oxigenada absorbe más luz infrarroja y transmite más la luz roja, mientras que la hemoglobina desoxigenada absorbe más luz roja y transmite más luz infrarroja, lo cual se observa en la figura 3.2.

Como se ve en dicha figura, la hemoglobina oxigenada y desoxigenada tiene una significativa diferencia espectral en el rango de 660nm y 1000nm. La

diferencia es grande en algunas longitudes de onda (alrededor de los 660nm en la región del rojo y alrededor de los 920nm en la región del infrarrojo) y pequeña o inexistente en otras regiones (longitud de onda isobéctica, igual coeficiente de extinción o absorción molar en espectrometría). La diferencia en estas dos longitudes de onda puede ser usada para calcular la saturación de oxígeno en sangre [3].

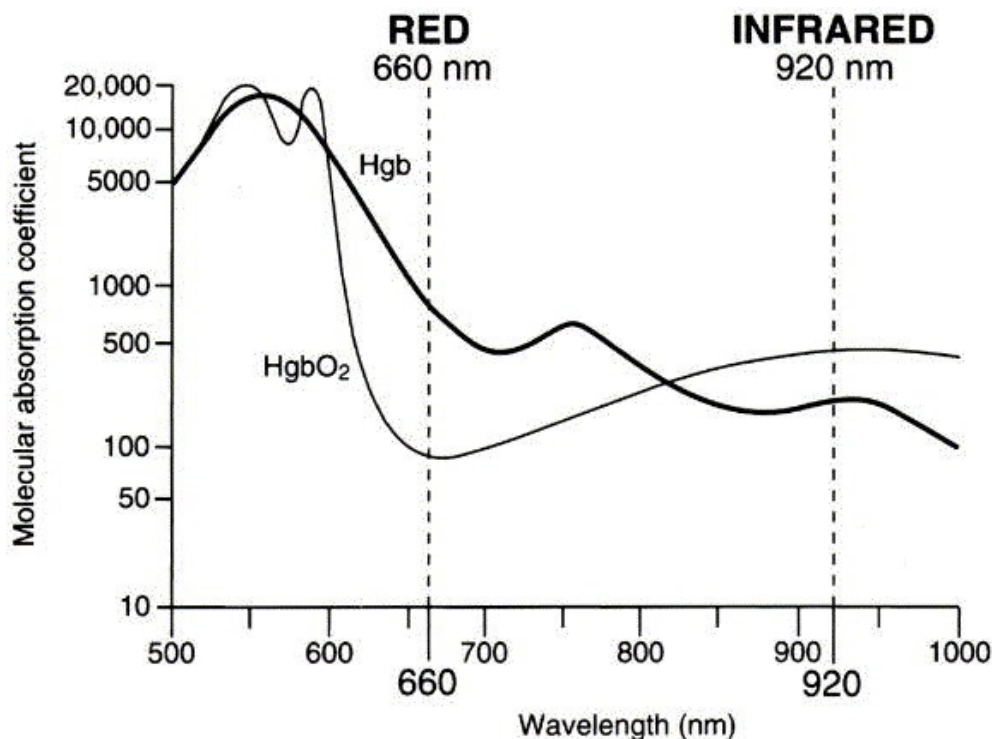


Figura 3.2. Curvas de absorción para ambos tipos de hemoglobina (oxigenada y desoxigenada) en función de la longitud de onda

Sin embargo, estas dos formas de hemoglobina no son las únicas que existen en la sangre del paciente. Hay otras hemoglobinas anormales, tales como la carboxihemoglobina (hemoglobina que tiene monóxido de carbono en vez de oxígeno enlazada a ella) y la metahemoglobina (hemoglobina que está en el estado Fe^{3+} y no en el estado normal de Fe^{2+}) y cada una de ellas absorbe luz y tiene su propia curva de absorción, como se puede ver en la figura 3.3.

En la misma se puede observar que las curvas de absorción son muy parecidas en ciertos rangos del espectro y están muy cerca al de la hemoglobina oxigenada, lo cual podría conducir a falsas lecturas. Por eso, cuando en un paciente se tiene sospecha de alto nivel de carboxihemoglobina y metahemoglobina, se recomienda usar un oxímetro especial llamado CO-oxímetro [3]. El CO-oxímetro es un método in vitro de oximetría que usa cuatro o más longitudes de onda y por eso es capaz de medir las hemoglobinas anormales y también las hemoglobinas normales. La saturación de oxígeno se calcula a través de muestras de sangre en una cubeta y de ésta se obtiene la medición directa del contenido de oxígeno en la sangre arterial

(SaO_2) [4]. Más allá del beneficio de un resultado más preciso, este método tiene el inconveniente de ser invasivo y solamente da la información para el momento en que la muestra fue tomada y no es aconsejable para un monitoreo continuo.

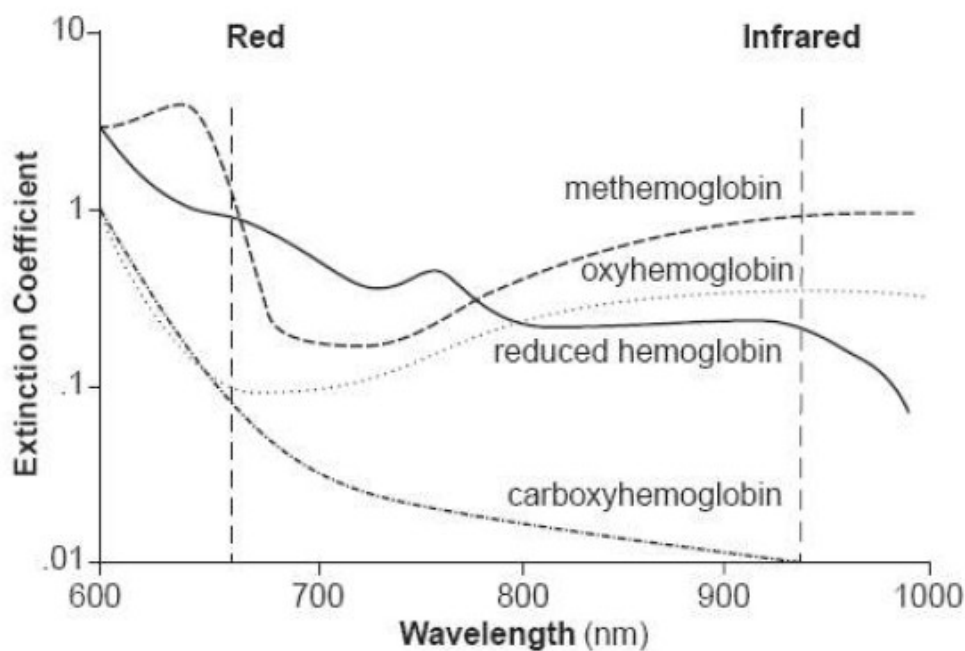


Figura 3.3, espectro de absorción de las formas comunes de la hemoglobina

La oximetría de pulso está basada en otro principio: la pletismografía, donde la absorción de ambas longitudes de onda tiene una componente pulsante, la cual es debido a las fluctuaciones en el volumen de la sangre arterial en el lugar del sensor, el cual muestra los cambios de la luz transmitida a través de los tejidos[5].

Así, combinando dos tecnologías: espectrometría y pletismografía óptica, un oxímetro de pulso puede proveer importante información, tal como el ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno en sangre en los capilares periféricos (SpO_2), lo cual es una medida indirecta del oxígeno contenido en la sangre y representa una estimación de SaO_2 .

3.2 Saturación de oxígeno y la absorción de luz en los tejidos

En la oximetría de pulso, la saturación de oxígeno en la sangre (SpO_2) es la relación de concentración entre la hemoglobina oxigenada y todas las hemoglobinas presentes en la sangre y puede ser definida por la siguiente ecuación [3]:

$$SpO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} \times 100$$

(Ecuación 1)

Donde HbO_2 es la concentración de la hemoglobina oxigenada y Hb es la concentración de la hemoglobina desoxigenada o reducida.

3.2.1 La Ley de Beer-Lambert y la relación de coeficientes

La detección de la saturación de oxígeno de la hemoglobina se hace por espectroscopía y se basa en la ley de Beer-Lambert, la cual relaciona la concentración de una solución con la intensidad de la luz monocromática transmitida a través de una solución homogénea no dispersa [3].

$$I_{trans} = I_0 \cdot e^{-\varepsilon(\lambda)CD} \quad (\text{Ecuación 2})$$

Donde:

- I_{trans} es la intensidad de la luz transmitida
- I_0 es la intensidad de la luz incidente
- $\varepsilon(\lambda)$ es el coeficiente de extinción (depende de la solución y longitud de onda usada)
- C es la concentración de la solución
- D es la distancia del camino óptico

La ley de Beer-Lambert describe la atenuación de la luz que pasa a través de un medio que contiene una solución que atenúa el paso de la luz. Una vez que la luz incidente I_0 se enfoca en el medio, parte de la luz es absorbida y parte es transmitida, por eso la intensidad I_{trans} es transmitida y ésta decrece exponencialmente con la distancia recorrida por la luz a través del medio[3].

Al usar la ley de Beer-Lambert para medir la saturación de oxígeno en la sangre, se deben tener en cuenta 2 factores importantes:

- Debido a la reflexión y la dispersión de la luz, no es fácil determinar la intensidad precisa de la luz incidente aplicada.
- Como el volumen de sangre en el sitio del sensor varía con el pulso arterial (por el mecanismo de sístole y diástole), el grosor en el lugar varía levemente con cada latido del corazón, debido a que los diámetros físicos de las arterias aumentan y decrecen periódicamente por la presión; por lo tanto, habrá fluctuaciones en la distancia recorrida por la luz transmitida.

Por eso la ley de Beer-Lambert necesita ser modificada, para eliminar los factores mencionados anteriormente y posibilitar la estimación de la saturación del oxígeno en la sangre.

Las fluctuaciones de grosor causadas por el pulso arterial pueden ser vistas como un cambio en la distancia D de la ecuación de Beer-Lambert (ecuación 2).

El cuerpo humano no está compuesto por un solo componente, con una concentración C a una absorción ϵ . La intensidad de la luz transmitida es una función de la absorción de todos los elementos fijos (hueso, tejidos, piel y pelo) y también de los elementos variables (volumen de la sangre). Por eso el término $\epsilon(\lambda)$ y el término C pueden ser escritos como uno solo, $\alpha(\lambda)$ y en función de la longitud de onda:

$$\alpha(\lambda) = \epsilon(\lambda) \cdot C \quad (\text{Ecuación 3})$$

Al asumir que la mínima pulsación de la sangre provee una componente de intensidad base I_1 , la ley de Beer-Lambert puede ser escrita como:

$$I_1 = I_0 \cdot e^{-\alpha_1(\lambda) \cdot D} \quad (\text{Ecuación 4})$$

De manera contraria, una pulsación máxima provee una intensidad de luz I_2 y si se divide la distancia D en dos partes, la luz transmitida en la 1era parte del camino, será la luz incidente en la 2da parte. Por eso la componente pulsada emerge y es una función de la intensidad I_1 . La ecuación 1 puede escribirse como una variante de la componente base escrita en la ecuación 4.

$$I_2 = I_1 \cdot e^{-\alpha_2(\lambda) \cdot \Delta D} = I_0 \cdot e^{-(\alpha_1(\lambda) \cdot D + \alpha_2(\lambda) \cdot \Delta D)} \quad (\text{Ecuación 5})$$

Donde ΔD es el cambio de grosor de las arterias en el lugar de la medición.

Un cambio en la luz transmitida (ΔT) puede ser definido al tomar la relación entre I_1 e I_2 como:

$$\Delta T = \frac{I_2}{I_1} = \frac{I_0 \cdot e^{-(\alpha_1(\lambda) \cdot D + \alpha_2(\lambda) \cdot \Delta D)}}{I_0 \cdot e^{-\alpha_1(\lambda) \cdot D}} = e^{-\alpha_2(\lambda) \cdot \Delta D} \quad (\text{Ecuación 6})$$

Con la ecuación 6 es posible eliminar la intensidad de entrada de la luz como una variable. Sin embargo, la ecuación está todavía en función de ΔD , con lo cual es imposible de medir. Para simplificar la ecuación, se toma el logaritmo natural en ambos lados de la ecuación 6:

$$-\ln(\Delta T) = -\ln e^{-\alpha_2(\lambda) \cdot \Delta D} = \alpha_2(\lambda) \cdot \Delta D \quad (\text{Ecuación 7})$$

El término ΔD podría ser cancelado al medir la luz transmitida a dos longitudes de onda diferentes. En un oxímetro de pulso, se selecciona una longitud de

onda roja (R) y una longitud infrarroja (IR) (λ_R, λ_{IR}), las cuales están alejadas de la longitud de onda isobéptica y que es suficiente para permitir que las dos señales puedan ser fácilmente distinguidas:

$$\ln(\Delta T_R) = -\alpha_2(\lambda_R) \cdot \Delta D \quad (\text{Ecuación 8})$$

$$\ln(\Delta T_{IR}) = -\alpha_2(\lambda_{IR}) \cdot \Delta D \quad (\text{Ecuación 9})$$

Asumiendo que las dos fuentes de luz están posicionadas a aproximadamente la misma distancia del fotodetector, el término ΔD es el mismo en las ecuaciones 8 y 9. Por esta razón ΔD podría ser eliminado a través del siguiente cociente:

$$\frac{\ln(\Delta T_R)}{\ln(\Delta T_{IR})} = \frac{-\alpha_2(\lambda_R) \cdot \Delta D}{-\alpha_2(\lambda_{IR}) \cdot \Delta D} = \frac{\alpha_2(\lambda_R)}{\alpha_2(\lambda_{IR})} \quad (\text{Ecuación 10})$$

La ecuación 10 es independiente del término ΔD , pero no da una medición precisa de la saturación de oxígeno en la sangre, es por eso que se requiere una variación de las fórmulas para calcular la saturación de oxígeno. Entonces, si puede determinarse la relación de la absorción arterial a las longitudes de onda del rojo e infrarrojo, puede calcularse la saturación de oxígeno en la sangre usando curvas de calibración empíricas, independientes de I_0 u ΔD .

Por eso, la ecuación 10 es definida como la relación de cocientes (R_{os}):

$$R_{os} = \frac{\ln(\Delta T_R)}{\ln(\Delta T_{IR})} = \frac{\alpha_2(\lambda_R)}{\alpha_2(\lambda_{IR})} \quad (\text{Ecuación 11})$$

La ecuación 11 se usa para calcular la saturación de oxígeno en la sangre del paciente.

En el lado opuesto de ambos led hay un fotodetector que recibe la luz que es transmitida a través del lugar de la medición. El fotodetector detecta las dos señales, una señal del led rojo y una señal del led infrarrojo, como se muestra en el siguiente gráfico en la figura 3.4:

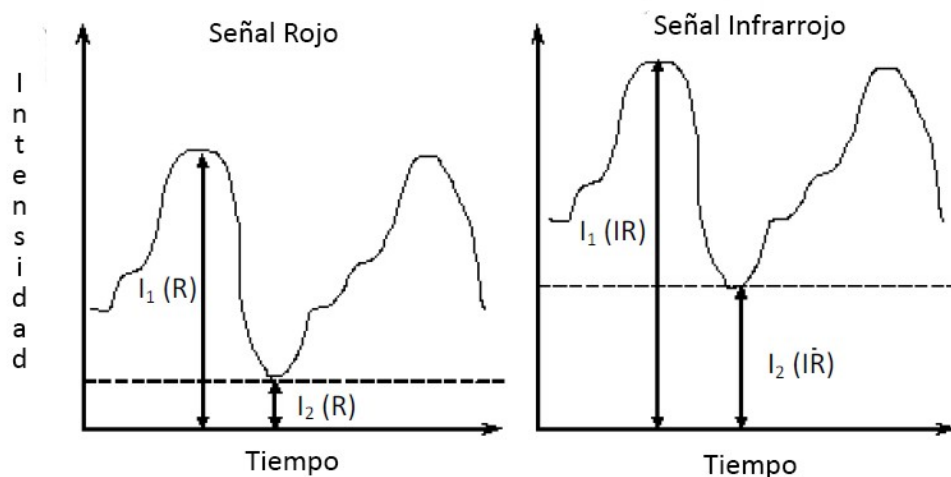


Figura 3.4, Intensidad recibida por el fotodetector a través del dedo

La longitud de onda del led rojo varía con cada pulso y tiene altos y bajos valores de $I_1(R)$ y $I_2(R)$, respectivamente. Lo mismo ocurre con la longitud de onda del led infrarrojo a $I_1(IR)$ y $I_2(IR)$.

Por eso, usando la ecuación 6, puede calcularse un cambio en la transmisión a través de dos longitudes de onda:

$$\Delta T_R = \frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)} \quad (\text{Ecuación 12})$$

$$\Delta T_{IR} = \frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})} \quad (\text{Ecuación 13})$$

El logaritmo se toma en ambos lados de la ecuación 12 y la ecuación 13, entregando como resultado:

$$\ln(\Delta T_R) = \ln \frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)} \quad (\text{Ecuación 14})$$

$$\ln(\Delta T_{IR}) = \ln \frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})} \quad (\text{Ecuación 15})$$

Comparando la ecuación 11 con las ecuaciones 14 y 15, la relación de coeficientes puede ser escrita en términos de los 4 parámetros extraídos por las señales provistas por el fotodetector y están representados en la figura 3.4.

$$R_{os} = \frac{\ln(\Delta T_R)}{\ln(\Delta T_{IR})} = \frac{\ln \frac{I_2(\lambda_R)}{I_1(\lambda_R)}}{\ln \frac{I_2(\lambda_{IR})}{I_1(\lambda_{IR})}} \quad (\text{Ecuación 16})$$

Luego, se utilizan curvas empíricamente calibradas para determinar la saturación de oxígeno en sangre basado en el R_{os} .

La ecuación 16 no presenta problemas desde el punto de vista teórico, pero para ser implementada en un procesador digital de señales el algoritmo es más complicado y se necesitan más recursos por parte de la unidad de procesamiento. Una variación para determinar la relación de coeficientes puede calcularse a través de la derivada. Si se asume que el cambio en la longitud del recorrido es la misma para ambas longitudes de onda durante el mismo tiempo entre muestras, el cambio instantáneo en la longitud del camino (dD/dt) también debe ser el mismo para ambas longitudes de onda.

Se puede extender el caso general, tomando la derivada de la ecuación 4 y obteniendo la ecuación 17:

$$\frac{dI_1}{dt} = I_o \cdot e^{-\alpha_1(\lambda) \cdot D} \cdot (-\alpha_1(\lambda) \cdot \frac{dD}{dt}) \quad (\text{Ecuación 17})$$

Si se divide la ecuación 17 por la ecuación 4 se obtiene

$$\frac{dI_1/dt}{I_1} = -\alpha_1(\lambda) \cdot \frac{dD}{dt} \quad (\text{Ecuación 18})$$

Aquí en la ecuación 18 el término I_1 es igual a la componente de alterna (AC) combinada con la componente de continua (DC) de la forma de onda de la curva y el término (dI_1/dt) es la derivada de la componente de alterna de la curva. Usando las dos longitudes de onda y haciendo el cociente se obtiene la nueva fórmula para el R_{os} :

$$R_{os} = \frac{(dI_R/dt)/I_R}{(dI_{IR}/dt)/I_{IR}} = \frac{\alpha_1(\lambda_R)}{\alpha_1(\lambda_{IR})} \quad (\text{Ecuación 19})$$

La ecuación 19 es la misma que la ecuación 11. Pero en vez de usar el método previo para calcular la relación de coeficientes basado en el algoritmo natural de los valores de los picos y los valles de las señales rojas e infrarrojas, se recurre a calcular el valor del coeficiente en base a la derivada del valor de la componente de alterna, teniendo en cuenta que en tiempo discreto la derivada puede ser escrita como:

$$\frac{dI_R(t)}{dt} \approx I_R(t_2) - I_R(t_1) \quad (\text{Ecuación 20})$$

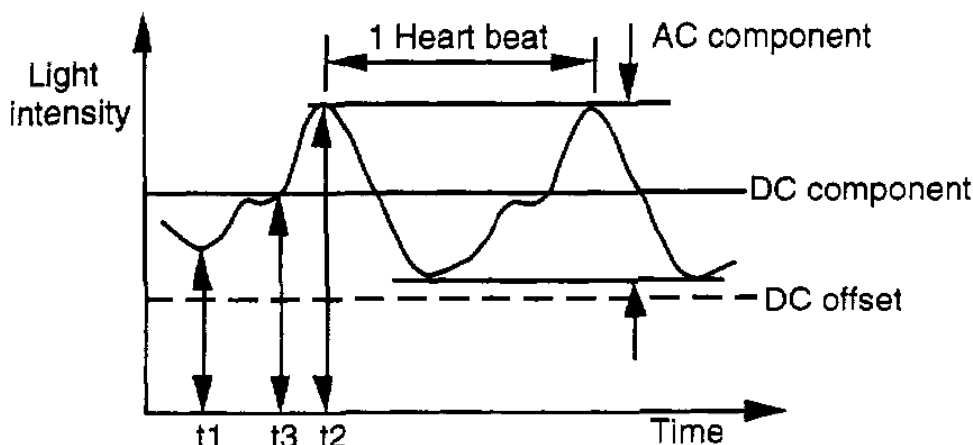


Figura 3.5. forma de onda de la luz trasmitida a través de un dedo mostrando la componente de alterna, la componente de continua y el offset de continua.

En la figura 3.5 se elige el valor de la curva en los tiempos t_2 y t_1 para que sean los valores máximos y mínimos de la curva, esto puede referirse como el-valor de alterna. En el tiempo t_3 , la curva está entre los valores máximo y mínimo y se considera como el valor de continua, obteniendo la ecuación 21:

$$R_{os} = \frac{(dI_R/dt)/I_R}{(dI_{IR}/dt)/I_{IR}} = \frac{\frac{I_R(t_2) - I_R(t_1)}{I_R(t_3)}}{\frac{I_{IR}(t_2) - I_{IR}(t_1)}{I_{IR}(t_3)}}} = \frac{AC_R}{DC_{IR}} \quad (\text{Ecuación 21})$$

Si se normalizan los valores de continua de la señal a través de un filtrado, se puede eliminar la componente de continua de la fórmula 21 y ahora la relación de cocientes puede calcularse como muestra la ecuación 22:

$$R_{os} = \frac{(dI_R/dt)/I_R}{(dI_{IR}/dt)/I_{IR}} = \frac{AC_R}{AC_{IR}} = \frac{I_R(t_2) - I_R(t_1)}{I_{IR}(t_2) - I_{IR}(t_1)} \quad (\text{Ecuación 22})$$

3.2.2 Calibración

El módulo de procesamiento recibe la forma de onda, la condiona y analiza los datos para calcular el R_{os} . Pero esta relación de coeficientes es una medición empírica y no provee ningún valor preciso para el valor de la saturación de

oxígeno en la sangre. Por eso es necesario elaborar un algoritmo de calibración para proveer lecturas adecuadas.

En la práctica, se usa una forma empírica clínica para el cálculo del SpO₂:

$$S = a - b \cdot R \quad (\text{Ecuación 23})$$

Donde a y b son coeficientes que se determinan cuando el oxímetro es calibrado, donde S es el SpO₂ y R es el R_{Os}.

Para obtener los valores de a y de b de la ecuación 23 que relacionen el SpO₂ con el R_{Os}, es necesario obtener datos de voluntarios mediante un CO-Oxímetro o un oxímetro de pulso calibrado. Luego se hacen experimentos usando diferentes muestras, con diferentes valores de SpO₂ y el valor de R_{Os} es colectado de cada uno. Los coeficientes a y b pueden determinarse por interpolación usando el método de los mínimos cuadrados [3].

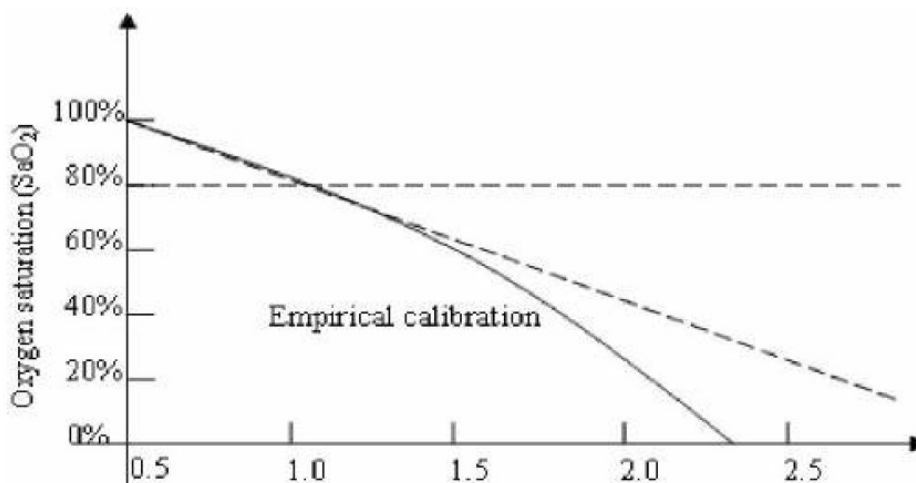


Figura 3.6, Curva empírica de SpO₂ en función del R_{Os}

En la figura 3.6, se observa que la saturación de oxígeno en sangre disminuye con el aumento del R_{Os}. Se observa también que hasta un 80% la saturación de oxígeno se mantiene lineal, luego de esto los oxímetros no calculan el porcentaje de oxígeno en sangre.

3.3 Estudio de las topologías de los oxímetros

El diseño de un oxímetro de pulso puede ser encarado desde 2 puntos de vista según cómo será el tratamiento de la señal analógica y su filtrado. Por eso se decidió comparar los dos diseños encontrados en el mercado, mirando sus limitaciones, eficiencia y costo.

3.3.1 Diseño de oxímetros analógicos

Un enfoque analógico es el desarrollado por Nellcore, uno de los primeros fabricantes de oxímetros de pulso. El mismo basa su diseño en el filtrado de la señal y su amplificación a su máximo potencial antes de ser muestreada por el microcontrolador. Para hacer esto, se realiza un filtrado, separación de las señales R e IR, separación de las señales de DC y AC y amplificación de la señal AC para lograr el máximo potencial y la mejor relación señal a ruido. En la figura 3.7 se puede observar el diagrama de bloques del circuito analógico de un oxímetro de Nellcore [3].

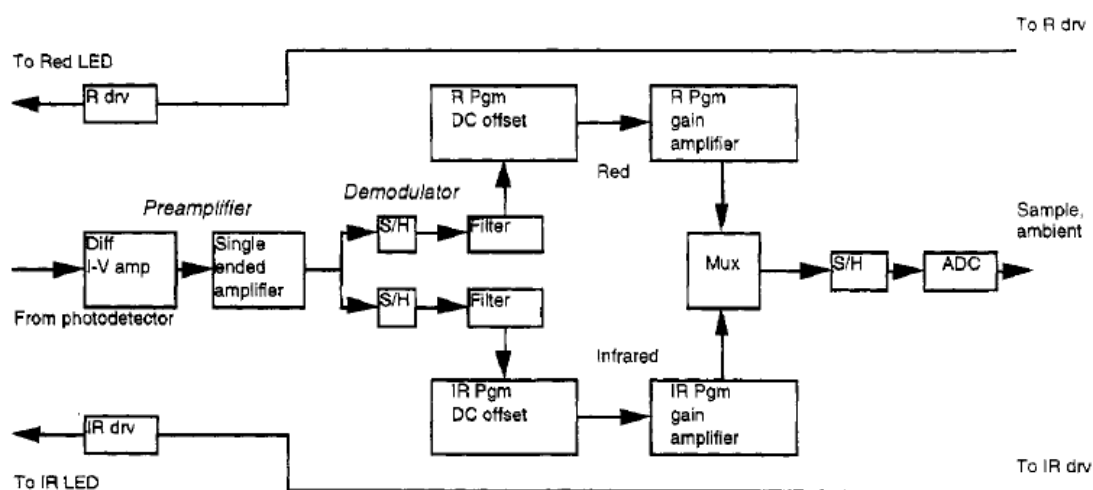


Figura 3.7, Circuito Analógico de un oxímetro de Nellcore

Cuando el fotodiodo detecta la luz, se crea una corriente proporcional a la intensidad de la luz detectada. La corriente es convertida a una tensión usando un amplificador de transimpedancia.

La luz emitida por el led rojo y por el led infrarrojo es detectada por el mismo fotodiodo y son amplificadas y filtradas como una misma señal en forma alternada en este punto. Se utiliza por ese motivo un circuito de muestreo y retención para cada longitud de onda. De esta manera, ambas señales son separadas para ser amplificadas y filtradas individualmente. Así se puede hacer un filtrado de la luz exterior a través de un capacitor, que se carga cuando ambos leds están apagados y luego se suma a la señal muestreada para cancelar la luz proveniente de las fuentes de iluminación.

Cada una de las señales ahora está compuesta por una componente DC grande y una componente AC pequeña. Para tener la mejor resolución del conversor analógico digital, la componente de DC debe ser removida y la señal AC remanente amplificada.

Luego, la señal puede ser adquirida por separado para su procesamiento en el microcontrolador a través de un único canal del ADC como muestra la figura 3.7,

por lo cual se requiere de circuitos analógicos para la multiplexación de las señales de ambas longitudes de onda.

Para obtener el menor consumo de potencia de estos led, que pueden ser alimentados con corrientes de hasta 150mA, se debe tener un ciclo de trabajo bajo. En una topología analógica, los factores limitantes son los tiempos de crecimiento y de decrecimiento de los leds y del fotodetector. Es por eso que se utilizan amplificadores operaciones con un producto ganancia-ancho de banda alto y también un valor alto de slew rate para trabajar con tiempos de crecimiento y decrecimiento pequeños.

3.3.2 Diseño de oxímetros digitales

Es un desarrollo digital, similar al presentado por Texas Instruments y Analog Devices [6]. Se puede observar que la mayor parte del filtrado y la separación de la señal puede ser realizada completamente en el mundo digital. En la figura 3.8, se observa una topología de este tipo.

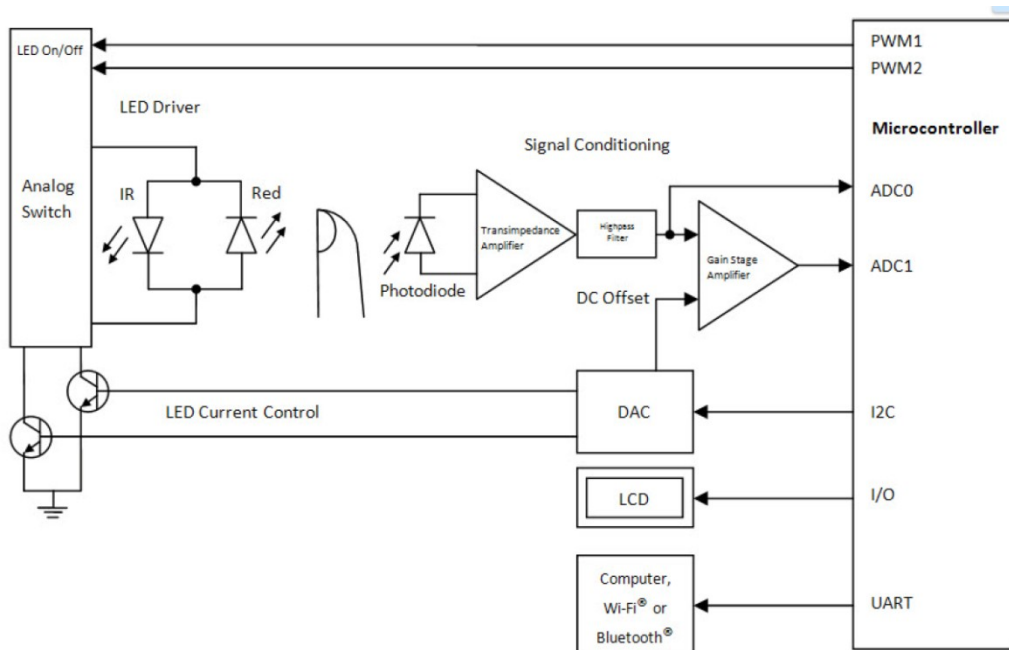


Figura 3.8, Circuito digital de un oxímetro de Texas Instruments

En la figura 3.8 se observa que se utiliza el mismo amplificador de transimpedancia que se utiliza en el desarrollo analógico. Existen menos componentes en la parte analógica y casi nada de filtrado. Todo el filtrado se realiza digitalmente y las señales son separadas dentro del microprocesador.

3.3.3 Comparación de las topologías digital y analógica

Al comparar ambas topologías de oxímetros, se puede observar a simple vista que en el desarrollo analógico todo el filtrado se realiza con amplificadores

operacionales, por lo tanto se necesita un circuito impreso mayor y habrá un consumo más grande de corriente por el circuito de entrada que en el desarrollo digital.

En el desarrollo digital la reducción de corriente tampoco es significativa, ya que ahora todo el filtrado se traslada al microprocesador o mejor a un DSP que debe contar con un ciclo de instrucción menor y por lo tanto mayor consumo de corriente. Además el microcontrolador debe poseer la capacidad de acceso a memoria a dos posiciones en forma simultánea y así poder realizar multiplicaciones y sumas en un único ciclo de instrucción para el filtrado; también debe encargarse de todos los ajustes del circuito analógico, haciendo que su costo sea más elevado que el procesador en el desarrollo analógico.

Al comparar los amplificadores operacionales utilizados, en el desarrollo analógico la cantidad puede llegar a 10 y en el digital sólo a dos. Pero desde el punto de vista del producto ganancia-ancho de banda y slew rate, los amplificadores operacionales no necesitan requerimientos muy exigentes, debido a la división de las señales a través de los circuitos de muestreo y retención. Luego las señales pueden ser filtradas con filtros con frecuencia de corte de alrededor de 15 Hz, utilizando amplificadores operaciones de uso general.

En el circuito digital los amplificadores operacionales deben tener mayor producto ganancia-ancho de banda y slew rate que en el desarrollo analógico, ya que la señal roja e infrarroja se propaga por los mismos amplificadores. Los tiempos de propagación de la señal deben ser menores y por lo tanto estos amplificadores operacionales son más caros.

En los oxímetros digitales no existe filtrado o bien las frecuencias de corte de los filtros son muy elevadas, para que la constante de tiempo del circuito sea pequeña y las señales se propaguen rápidamente. Es por eso que los 50Hz de línea se encuentran montados sobre las señales muestreadas por el DSP. Como consecuencia, la señal no puede ser muy amplificada y para tener el mejor rango dinámico en el ADC, se utilizan tensiones de referencia menores para mejorar la amplificación de la señal.

En conclusión, desde el punto de vista de los costos y el consumo de corriente, un circuito analógico resulta ser más conveniente que uno digital. En el circuito digital del oxímetro, el espacio ocupado por el circuito impreso es menor, pero el desarrollo del software es mucho más importante, ya que antes de analizar la señal ésta debe ser separada y filtrada.

Finalmente se decidió realizar un oxímetro digital debido a:

- Menor espacio que llevaría realizar el circuito impreso
- Se trasladaría la mayor parte del problema al software
- Además, como inquietud personal para adquirir la práctica del desarrollo e implementación de filtros digitales en procesadores digitales de señales.

4. Desarrollo del Proyecto

En este capítulo se presenta el desarrollo del proyecto. Se comienza con la muestra del diagrama en bloques del Pletismógrafo, figura 4.1. Se ve que el diseño se basa en un oxímetro digital y se distinguen varios bloques.

Entre los bloques se puede observar:

- El amplificador de transimpedancia que convierte la señal del sensor en una tensión proporcional a la intensidad de la luz transmitida.
- El amplificador operacional que amplifica la señal cruda y junto con la tensión del canal uno del DAC elimina parte de la componente de DC de la señal.
- El driver de los leds que conmuta la corriente que debe circular por cada led y que es controlada por los canales dos y tres del DAC.
- También se destaca el manejo de la pantalla o display, que se realiza mediante otro microprocesador para dejar sólo al DSP que se encargue del control y filtrado de las señales.
- El cálculo de las pulsaciones por minuto del corazón y
- La saturación de oxígeno en sangre.

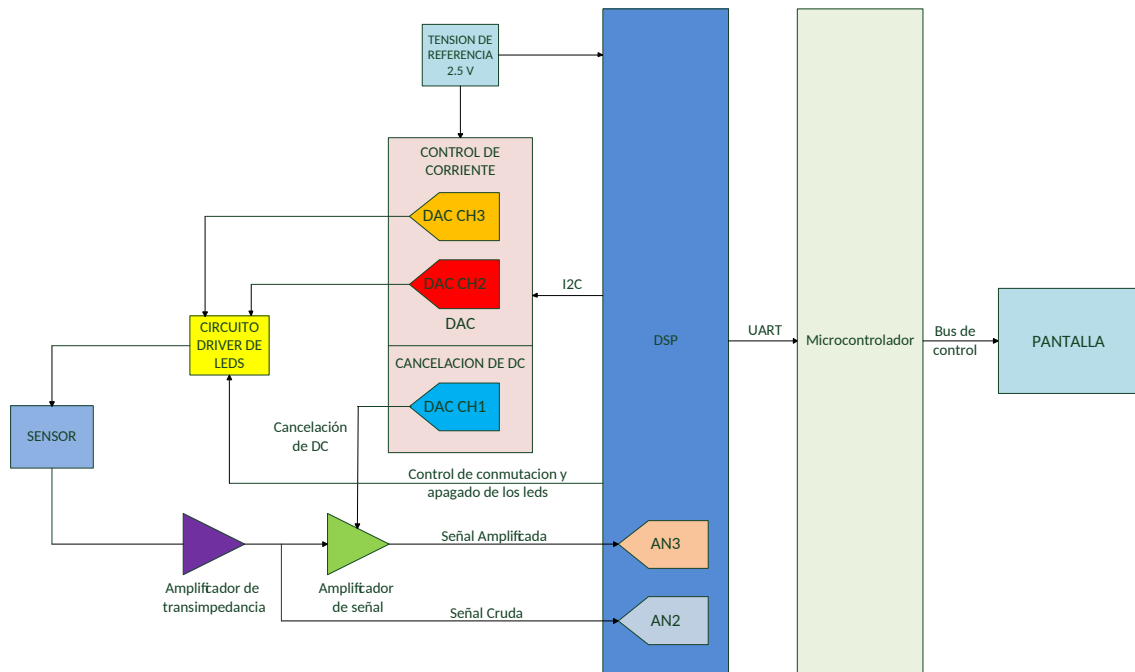


Figura 4.1, Diagrama de bloques del pletismógrafo

4.1 Sensor de oximetría

El sensor que se utiliza es un sensor genérico de oximetría compatible con los oxímetros de la marca Nellcor. Tiene una forma de pinza, similar a un broche de ropa que se coloca en el dedo del paciente, figura 4.2.



Figura 4.2, sensor genérico de oximetría

En la figura 4.3 se muestra un diagrama electrónico del sensor junto con el Pin-out del mismo. El sensor posee dos leds en una de las caras internas y están conectados en forma anti paralela, el cátodo de un led conectado al ánodo del otro y viceversa. Para tener acceso a los diodos se cuenta sólo con los pines 2 y 3 en el conector y es por eso que para poder encenderlos se debe controlar el sentido de circulación de la corriente. La longitud de onda de los leds es de 660nm (Rojo) y 895nm (Infrarrojo) [7].

En la otra cara interna del sensor se encuentra un fotodiodo, en este caso es un fotodiodo con una capacidad de juntura baja, debido a lo cual posee tiempos de respuesta más rápidos. Estos fotodiodos están contruidos con una capa intrínseca entre la capa N y la P, haciendo que sea más baja la capacidad de juntura; los valores de capacidad son de alrededor de 25 pF con una corriente de oscuridad total de 10nA [3].

Además de los leds y el fotodiodo se coloca una resistencia entre los pines 1 y 6; esta resistencia se utiliza para calibrar el oxímetro, ya que no todos los sensores son iguales debido a que la longitud de onda de los leds no es siempre la misma, por la dispersión que existe en el momento de su fabricación. Los oxímetros toman la caída de voltaje en esa resistencia y según una tabla saben qué parámetros hay que modificar para tener una correcta medición del porcentaje de oxígeno en sangre.

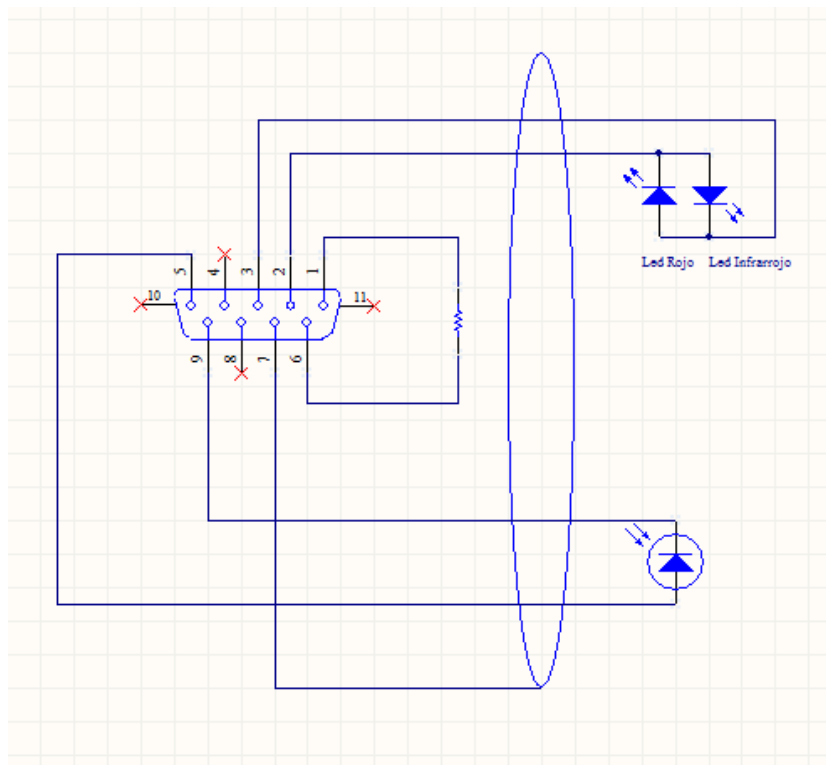


Figura 4.3, diagrama del sensor de oximetría

4.2 Amplificador de transimpedancia y amplificador de señal

La corriente de salida del fotodiodo pasa por un convertidor de corriente a tensión con una ganancia de 5.1 millones, luego la señal obtenida es amplificada por un segundo amplificador operacional con una ganancia de 5. Se da la mayor parte de la ganancia a la primera etapa para disminuir la figura de ruido y luego las salidas de ambas etapas se envían a los dos canales de entrada del conversor analógico-digital del DSP.

Para el diseño del amplificador de transimpedancia se utiliza un OPA381 con las siguientes características:

- Ganancia-ancho de banda, 18Mhz (GBW).
- Voltaje de offset igual a 25 μ V.
- Max drift de offset igual 0.1 μ V/ $^{\circ}$ C.
- Bajo voltaje de ruido, $10nV/\sqrt{H}$.
- Tensión de alimentación de 2.7V a 5.5V.
- Micro encapsulado MSOP-8

Mientras que para la segunda etapa, se utiliza un circuito operacional como el OPA333 con las siguientes características:

- Voltaje de offset igual a $10\mu\text{V}$.
- Max drift de offset de $0.05\ \mu\text{V}/^\circ\text{C}$.
- Tensión de alimentación de 1.8V a 5.5V.
- Salida rail to rail.
- Micro encapsulado SOT23.

En la figura 4.4 se muestra el circuito del amplificador de transimpedancia y del amplificador de señal.

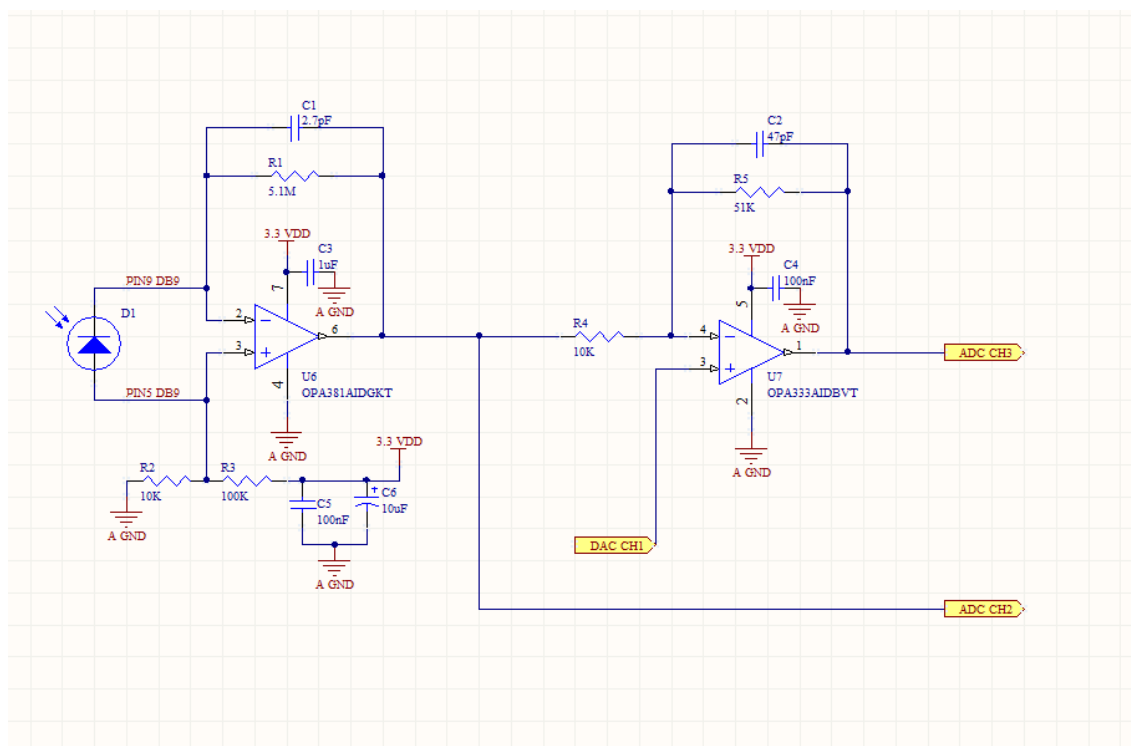


Figura 4.4, Amplificador de transimpedancia y amplificador de señal

El OPA381 se utiliza en una configuración inversora, donde la entrada no inversora presenta un pequeño offset de 300mV para el correcto funcionamiento del amplificador de transimpedancia. La ecuación de salida es la ecuación 24:

$$V_{out1} = -5.1M \cdot I_{photodiode} \quad (\text{Ecuación 24})$$

Se observa que esta etapa tiene un capacitor en el lazo de realimentación para minimizar el pico de la ganancia, mejorar la estabilidad y obtener el máximo ancho de banda. La elección del capacitor es un factor crítico [3] y se utilizan las fórmulas presentadas en la hoja de datos del OPA381. El ancho de banda obtenido en esta etapa es de 432Khz.

La segunda etapa posee una función transferencia de salida según lo muestra la ecuación 25:

$$V_{out2} = 6V_{DAC\ ch1} - 5V_{out1} \quad (\text{Ecuación 25})$$

Se utiliza esta configuración para cancelar parte del valor de continua de la señal pletismográfica y mantener en el rango del conversor A/D la señal de salida del amplificador operacional. Se añade un capacitor de realimentación para mejorar la estabilidad. La frecuencia de corte elegida es de 66.4Khz, para que los tiempos de propagación de la señal sean lo más rápidos posible para cada longitud de onda, ya que la mayor parte del filtrado se realiza con filtros digitales implementados por software.

En la primera etapa, el nivel de la señal de salida se mantiene en un límite establecido por el programa corriendo en el DSP, es por eso que la salida del amplificador de transimpedancia se envía al canal 2 del conversor A/D para que la salida no se salga de los límites establecidos, debido a la naturaleza variable de la señal pletismográfica.

Se establecieron límites en la tensión de salida del amplificador de transimpedancia y en el amplificador operacional como se observa en la figura 4.5.

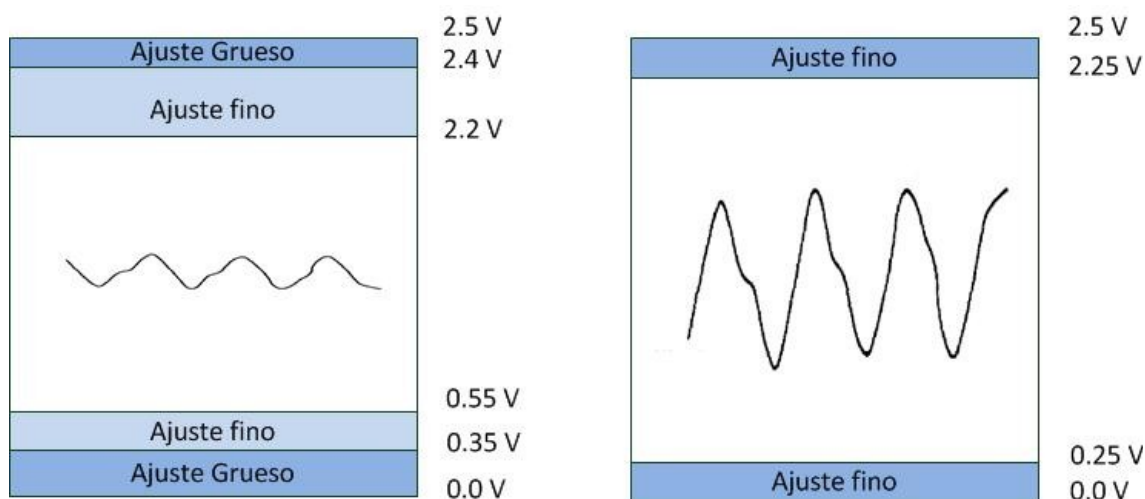


Figura 4.5, Límites de salida para las señales de salida del amplificador de transimpedancia y el amplificador de señal

Por cada muestra adquirida y por cada longitud de onda se monitorea que ninguna parte de la señal se salga del rango requerido. En la salida del amplificador de transimpedancia la señal debe estar en el rango de 0.55V a 2.2V. Si alguna muestra de la señal de salida y de cualquier longitud de onda se encuentra fuera de ese rango, se realiza un ajuste fino o un ajuste grueso en la corriente del led que se encuentra alimentado. Si la señal de salida adquirida posee un voltaje entre

0.35V y 0.55V o entre 2.2 y 2.4V se realiza un ajuste fino. Este ajuste fino se basa en el aumento o disminución de la corriente que circula por el led y es de $\pm 61\mu\text{A}$. Cuando la señal de salida está entre 0.0V y 0.35V ó entre 2.4V y 2.5V se realiza un ajuste grueso de la señal para llevarla al rango de ajuste fino y luego al rango de operación de salida deseado. El ajuste grueso se realiza sumando o restando $300\mu\text{A}$ cada vez que la señal adquirida está en dicho rango de ajuste.

Lo mismo que se realiza para la salida del amplificador de transimpedancia, se hace con el amplificador de señal. Se diseña esta etapa para que la mayor parte de la señal de continua sea eliminada, se invierta la señal, se amplifique y se la mantenga dentro del rango controlado por el DSP. Se realiza un ajuste fino solamente cuando la señal de salida de la segunda etapa es mayor a 2,25V ó menor a 0.25V. Este ajuste fino se basa en el cambio de la tensión de salida entregada por el canal 1 del DAC. Este ajuste implica sumar o restar una tensión de $610\mu\text{V}$ para cada muestra de la señal que esté fuera del rango deseado.

4.3 Driver de leds

El driver de leds puede observarse en la figura 4.6. El mismo entrega una corriente variable, controlada por el DSP para cada led del sensor. Para poder realizar esto el DSP controla el voltaje de salida de dos de los canales del DAC. Cada salida maneja la corriente de un led, donde el canal 2 controla la corriente del led rojo y el canal 3 la corriente del led infrarrojo.

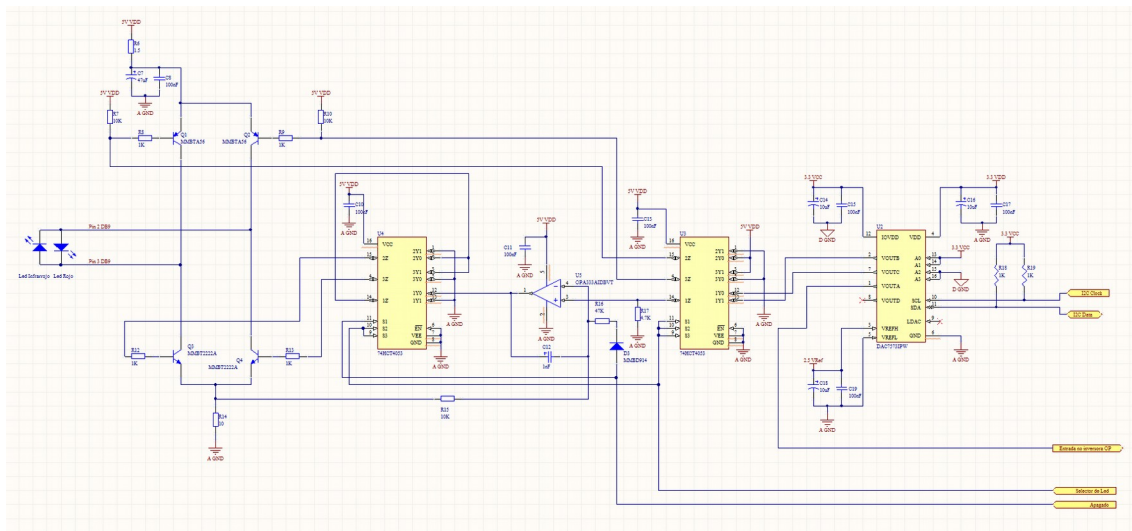


Figura 4.6, Driver de leds

El DAC utilizado es el DAC7573 con las siguientes características:

- 12 bits de resolución de salida.
- 4 canales de salida independiente.
- Interface I2C de hasta 3.4Mbps.
- Cada salida con buffer y capacidad rail to rail.
- Entradas de tensión, analógica, digital y de referencia.
- Pequeño encapsulado 16-TSSOP.

El driver de leds se diseña para que tenga la mayor velocidad de respuesta durante la conmutación de la corriente entre un led y otro. Esto se realiza debido a que los tiempos de conmutación deben ser muy pequeños. Con frecuencias de muestreo de 500Hz (2 mS por led ó un periodo de conmutación de 1mS) para cada longitud de onda, la corriente de salida luego de la conmutación debe llegar al régimen permanente en no más de 50µs. El circuito base del driver de corriente se muestra en la figura 4.7.

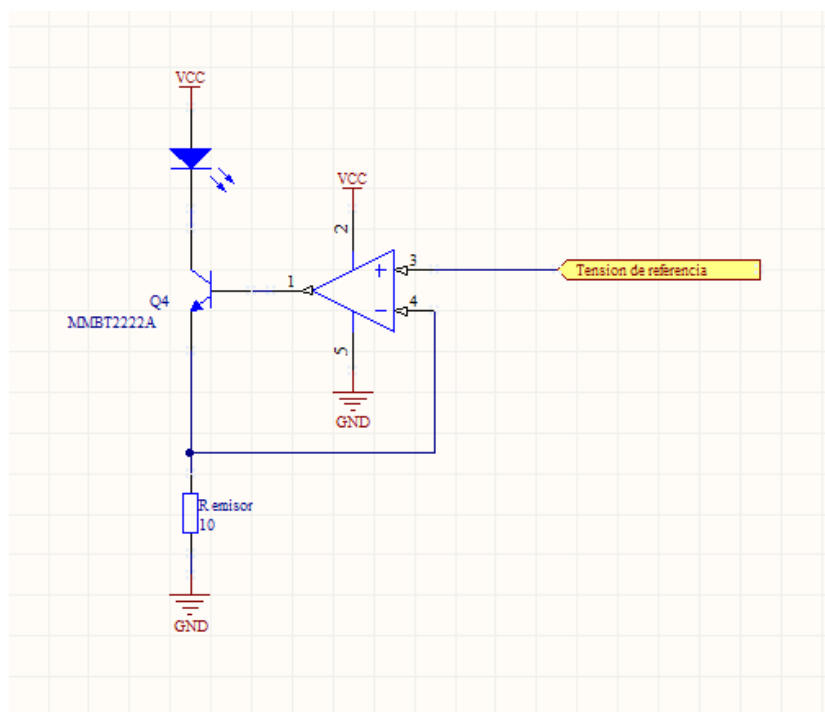


Figura 4.7, fuente de corriente base de este proyecto

En la figura se presenta una fuente de corriente que se basa en un circuito operacional, un transistor NPN en emisor común y una resistencia de emisor. Debido a la gran ganancia del amplificador operacional y la realimentación negativa por la entrada inversora, la tensión sobre la resistencia de emisor es la misma que la de la entrada no inversora. De esta forma se controla la corriente que circula por la resistencia de emisor y con ello la corriente de colector y la intensidad del led.

El circuito mostrado en la figura 4.7 se implementa como base para el control de corriente, pero al estar los leds conectados en anti-paralelo en el sensor de oximetría, es necesario modificar este diseño agregando llaves analógicas y un puente de transistores a la salida de las llaves. Para ello se emplean 6 llaves analógicas basadas en dos 74HCT4066. Se utiliza la familia de compuertas HCT debido a que se alimentan con 5 Volts y la tensión de entrada en alto mínima es de 2.4V. Esto es suficiente para que el DSP maneje las entradas con tensiones de 3.3 Volts. En la figura 4.8 se muestra un esquema simplificado del circuito desarrollado para el manejo de la corriente de los leds.

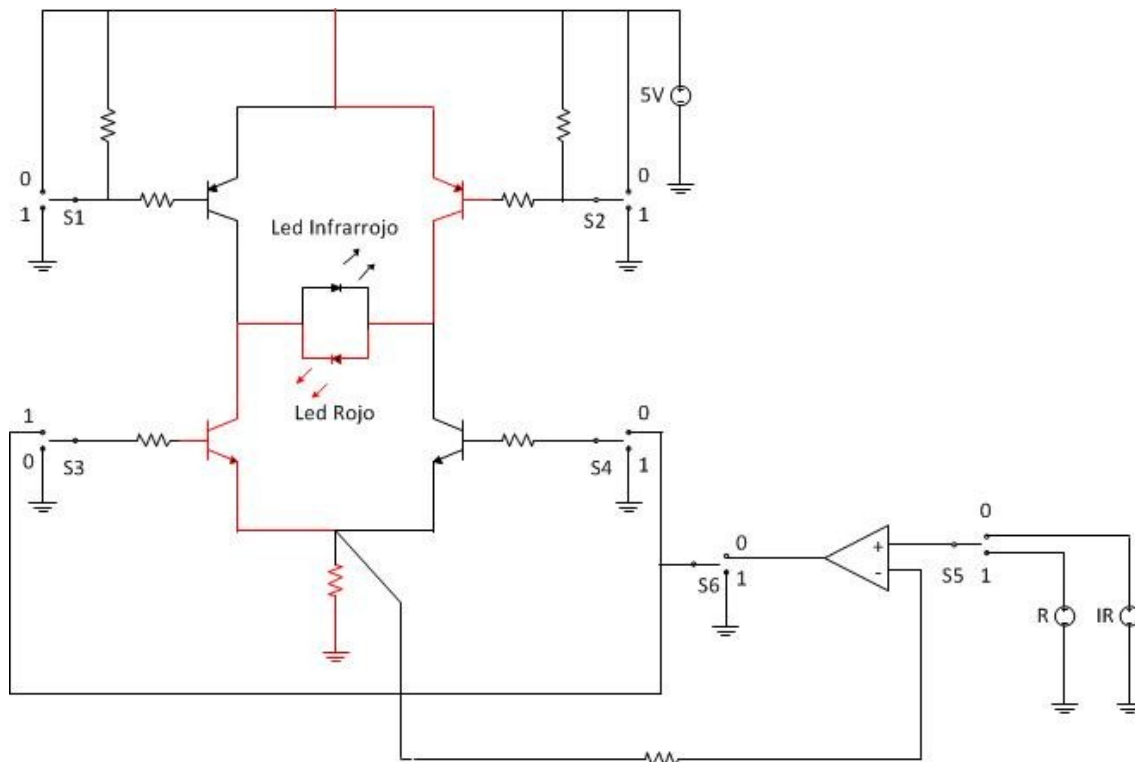


Figura 4.8, esquema simplificado del circuito desarrollado para el manejo de la corriente de los leds.

En la figura 4.8 se observa que con la utilización de las llaves analógicas se logra conmutar las tensiones de salida del DAC, usadas como referencia en la entrada de la fuente de corriente. También, con las llaves analógicas se selecciona el transistor NPN que se usa en la fuente de corriente y el transistor PNP del puente que se enciende para hacer circular la corriente por el led deseado.

Como los leds de salida se conmutan en forma alternada, se puede controlar la corriente establecida por el DSP con un solo bit. El bit de conmutación controla 5 de las 6 llaves analógicas (S1, S2, S3, S4 y S5). Con un estado en alto en el bit de conmutación, como se muestra en rojo en la figura 4.8, la tensión entregada por el canal 2 del DAC es utilizada como referencia para controlar la corriente del led Rojo. De la misma manera un estado bajo en el bit de conmutación conecta la salida del

canal 3 del DAC al driver de corriente para manejar la corriente que circula por el led Infrarrojo.

La sexta llave analógica (S6) controla el apagado de los led, sin necesidad de colocar a cero las tensiones de referencia de cada salida del DAC. Lo que hace esta llave analógica es abrir la salida del amplificador operacional, dejarla flotante y mandar la salida de la llave S6 a masa. El bit de apagado se conecta no sólo a la entrada de manejo de la llave S6 sino también a un diodo rápido de pequeña señal. De esta forma, cuando se coloca un estado alto en el bit de apagado se forma un divisor resistivo entre la suma de la resistencia serie del diodo y la resistencia de realimentación en la entrada no inversora, con la resistencia de emisor de los transistores NPN, figura 4.6. Se utiliza este diseño porque al quedar flotante la salida del amplificador operacional, se abre el circuito de realimentación y la salida queda conectada al riel de alimentación positivo. Esta situación no es conveniente, ya que luego se tarda más tiempo en sacar del estado saturado al amplificador operacional para llevarlo al modo de regulación de la corriente de los leds. Con el agregado del diodo, la entrada no inversora del amplificador operacional está siempre a una tensión mayor que la no inversora, haciendo su salida cero. De esta forma es mucho más rápido el apagado o encendido, sin importar el estado del bit de conmutación de los led.

Para hacer el diseño más eficiente se utiliza un solo amplificador operacional en lugar de dos. Se realiza de esta forma, ya que con dos amplificadores operaciones se debe agregar otro circuito integrado 74HCT4066, aumentando el espacio en el circuito impreso. Es por eso que se optó por esta configuración de un solo amplificador operacional.

En la figura 4.6, se observa también que se utiliza un filtro pasa bajo para filtrar la alimentación de los leds; la resistencia de este filtro es de 1 ohm, es decir 10 veces menor que la resistencia de emisor, para evitar demasiada caída de tensión en la resistencia del filtro.

4.4 Fuentes de alimentación y referencia

La alimentación del circuito proviene de una fuente conmutada de 5 volts, que alimenta directamente todo el circuito del driver de los leds. Los circuitos del amplificador de transimpedancia y del amplificador de señal se alimentan a 3.3 Volts, lo mismo que la alimentación de los circuitos digitales formados por el DSP y la pantalla TFT. Para disminuir el ruido provocado por los circuitos digitales en los circuitos analógicos, se optó por dividir la fuente de alimentación de 3,3 volts en dos fuentes de la misma tensión. Las fuentes son idénticas y pueden verse en la figura 4.9. Luego la masa analógica se une a la masa digital en un solo punto a través de una resistencia de valor cero.

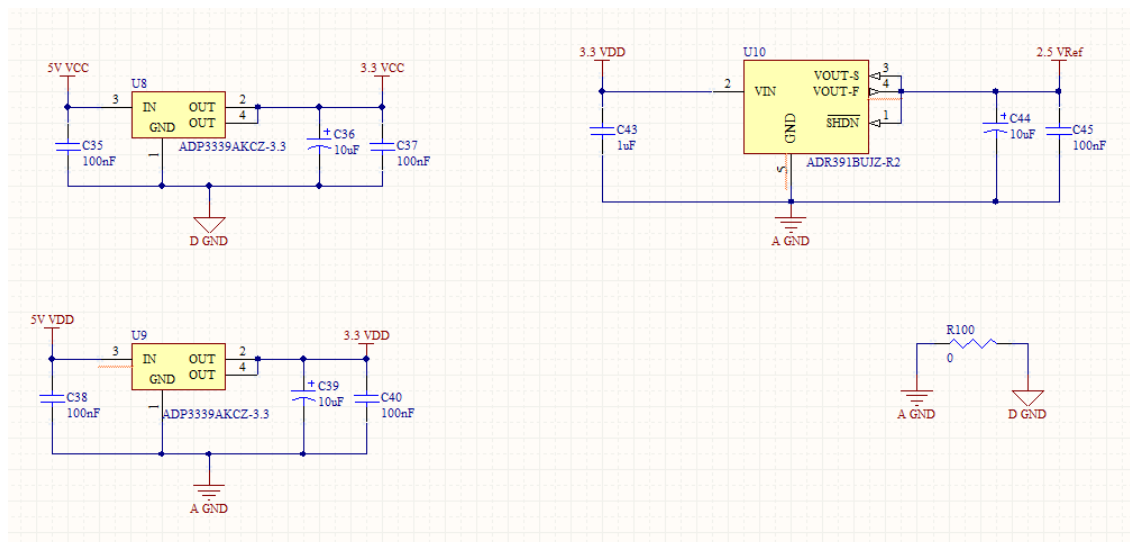


Figura 4.9, fuentes de alimentación y referencia.

Para el diseño de las fuentes se utilizaron 2 ADP3339AKCZ con las siguientes características.

- Baja caída de voltaje, 230 mV a 1.5A.
- Bajo ruido
- 2.8 a 6 V el rango de tensiones de entrada.
- Encapsulado SOT-223.

Tanto el convertor analógico-digital del DSP como el convertor digital-analógico poseen entradas de referencia para la tensión analógica que los alimenta. Debido a que la alimentación analógica es de 3.3 V, se utilizó como tensión de referencia 2.5 V debido a que esta tensión es suficientemente alta para la tensión de salida del DAC. Lo mismo ocurre con el ADC, ya que la señal al ser más amplificada en un oxímetro digital provoca que el ruido sea también amplificado. En la figura 4.9 se puede observar la fuente de referencia utilizada y se basa en un ADR391BUJZ con las siguientes características.

- Bajo coeficiente de temperatura, 9 ppm/°C.
- Precisión de ± 4 mV.
- Ultra bajo ruido de salida, 5 μ Vp-p(0.1Hz a 10Hz)
- Baja caída, solo 300mV.
- Máxima corriente de salida de 5mA.
- Encapsulado de 5 pines TSOT.

4.5 Procesador de señales - DSP

En la figura 4.10 se observa que el corazón del proyecto se basa en un DSP de microchip que se encarga de controlar que las señales analógicas respeten los rangos de tensión impuestos en las salidas de los amplificadores. El DSP controla las corrientes de los leds y la tensión de offset y se encarga de la separación y filtrado de las señales pletismográficas rojas e infrarrojas. También se encarga de la transmisión de las señales obtenidas y los datos calculados, a otro procesador que maneja la pantalla TFT.

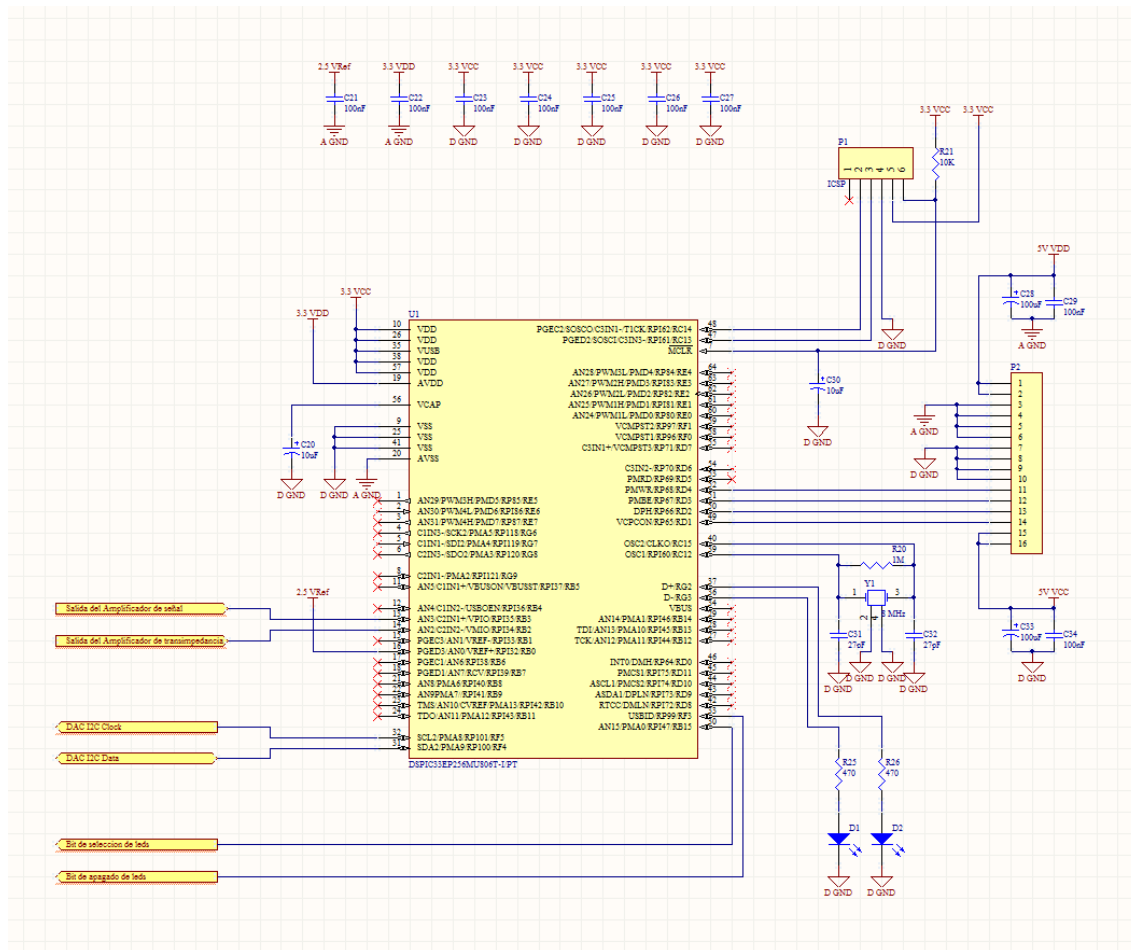


Figura 4.10, Procesador digital de señales utilizado en el proyecto

En la figura 4.10 se observa el procesador digital de señales, donde en el lado izquierdo de la imagen están las entradas y salidas hacia los circuitos analógicos, del lado derecho se observa la entrada de alimentación de 5 volts analógica y digital y la salida de datos por el mismo conector a través de la UART. Arriba a la derecha se muestra la entrada de programación *in circuito* ya que el DSP, al igual que todo los demás componentes del proyecto, es de montaje superficial.

Se utiliza un cristal de 8Mhz para el reloj, pero luego esta frecuencia es multiplicada por un PLL interno, llevando el núcleo del procesador a una frecuencia de operación de 60Mhz y un ciclo de instrucción de 16.66nS.

El DSP utilizado es un dsPIC33EP256MU806T, y algunas de sus características más importantes son:

- Arquitectura de 16 Bits.
- Velocidad de la CPU de 70 MIPS
- Ciclo de instrucción mínimo de 14.28nS.
- 1 Memoria flash de programa de 256KB
- 1 Memoria Ram de 28672 Bytes
- 1 Ram de DMA de 4096 Bytes
- Voltaje de operación: 3 a 3.6V
- Cantidad de pines: 64
- 1 Conversor A/D de 12 bits, 500KSPS, 2 10 Bits 1MSPS
- 4 Uart, 4 SPI, 2 I²C
- 9 Timers de 16 bits y 4 de 32 Bits
- 15 canales de DMA
- Control de motores por PWM de 16 bits
- USB 1.0 y 2.0. Device/Host/OTG
- Encapsulado QFP-64
- 2 Acumuladores de 40bits
- 16 Registros de trabajo
- Hardware optimizado para filtros digitales y FFT.
- Multiplicador y divisor de 16 bits en formato digital y Q15.

4.6 Procesador de pantalla y pantalla TFT

Para el control de la pantalla y el procesamiento de los datos enviados por el DSP, se utilizó un procesador de la misma marca pero de inferiores prestaciones que el DSP utilizado en el filtrado y control del circuito analógico. El procesador usado es también un DSP pero a éste se lo utilizó sólo como microcontrolador. El mismo recibe la información del DSP del oxímetro a través de la UART y multiplexa un bus de 8 bits de datos y varias líneas de control para el manejo de un display TFT de 320 x 240 pixeles. El DSP utilizado es un dsPIC33FJ128GP802.

En la figura 4.11 se muestra el diagrama del controlador de pantalla. En la parte superior y al centro de la imagen está la entrada de la UART y el conector de programación en circuito. A la derecha se observa el conector del display y se utiliza una fuente de alimentación de 3.3 Volts como la empleada en la placa del oxímetro.

El cristal utilizado es de 4Mhz y esta frecuencia se multiplica para tener una frecuencia de operación de 40Mhz a través de un PLL interno.

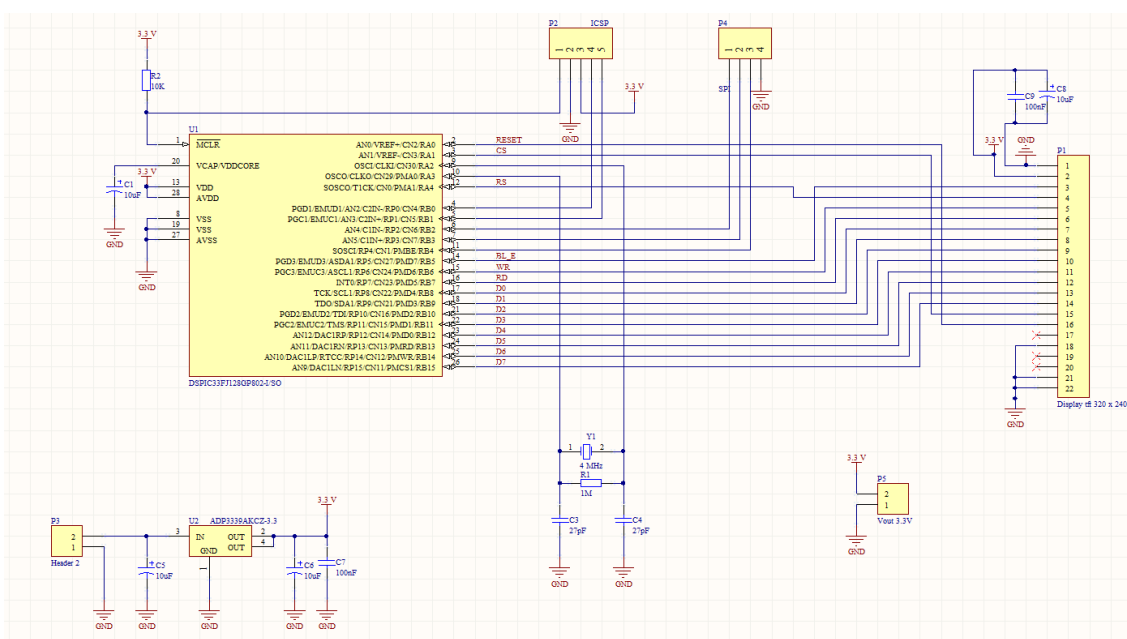


Figura 4.11, Controlador de display

Las características de este procesador de señales son

- Arquitectura de 16 Bits.
- Velocidad de la CPU de 40 MIPS
- Ciclo de instrucción mínimo de 25ns.
- Memoria flash de programa de 128KB
- Memoria ram de 16384 Bytes
- Ram de DMA de 1024 Bytes
- Voltaje de operación 3 a 3.6V
- Cantidad de pines: 28
- 1 Conversor AD de 12 bits 500KSPS, 2 de 10 Bits 1MSPS
- 2 Uart, 2 SPI y 1 I2C
- 5 Timers de 16 bits y 2 de 32 Bits
- 8 canales de DMA
- Encapsulado QFP-28
- 2 Acumuladores de 40bits
- 16 Registros de trabajo
- Hardware optimizado para filtros digitales y FFT.
- Multiplicador y divisor de 16 bits en formato digital y Q15.

En la figura 4.12 se observa la pantalla TFT que se basa en un controlador de Display SSD1963 integrado, que hace de interface entre el bus del microcontrolador y la interface FPC del display. En la figura 4.12 se observan los pines de conexión del microcontrolador al display. Éste se compone de un bus de datos de 8 bits, un bus de direcciones de 1 bit (RS) y un bus de control con las señales de chip select (CS), habilitación de escritura (WR), habilitación de lectura (RD), control de iluminación de backlight (BL_E) y reset.

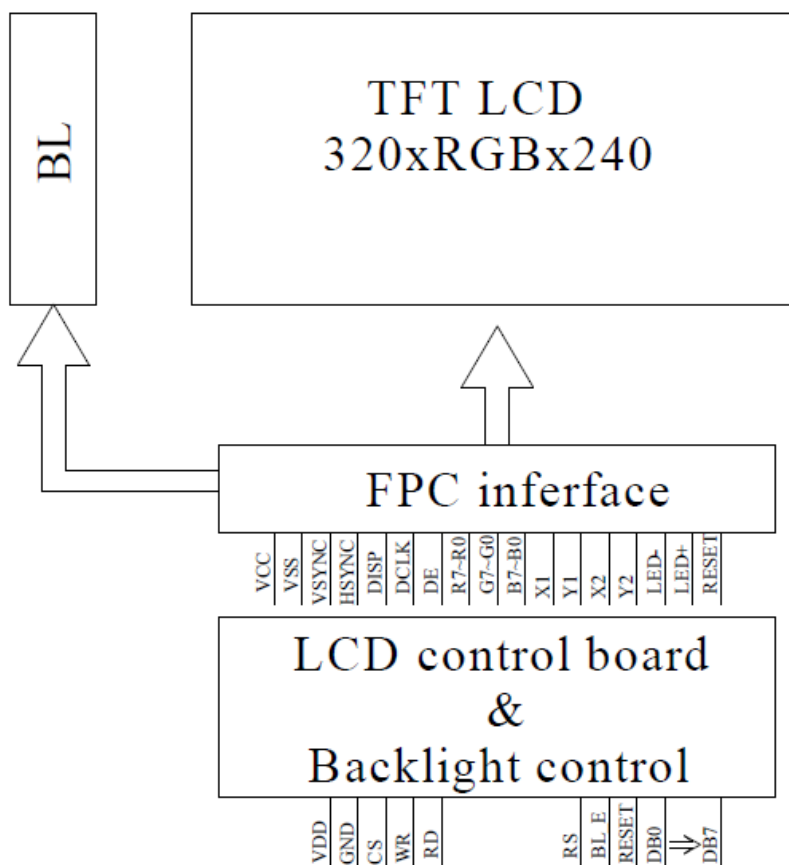


Figura 4.12, Pantalla TFT y su buses de conexión

4.7 Software del Pletismógrafo

El software corriendo en el dsPic digitaliza las señales de la parte analógica y las procesa. El DSP recibe las señales desde los canales 2 y 3 del ADC que corresponden al led que está encendido en ese instante (Rojo o Infrarrojo). La señal del canal 2 del ADC, referida como la señal cruda, es la salida del amplificador de transimpedancia. La señal del canal 3 del ADC es la señal amplificada y representa la salida del amplificador operacional.

El nivel de la señal cruda, controla la intensidad de los leds y es por eso que las señales roja e infrarroja siempre se mantienen en un límite pre establecido

(Figura 4.5). De esta manera ayuda a tener linealidad y buena resolución para que el DSP realice los cálculos. La señal amplificada es la usada para calcular los valores de oxígeno en sangre, el ritmo cardíaco y la suma de las dos señales (roja e infrarroja) es la señal pletismográfica transmitida y mostrada en la pantalla.

El software del DSP se diseñó para el manejo de las siguientes funciones:

- Conmutación de los leds.
- Separación de las señales
- Control de intensidad de los leds.
- Adquisición de los datos a través del ADC
- Establecimiento de la tensión de offset
- Procesamiento de las señales: filtrado de ruido, separación de alterna y diferenciación.
- Extracción de los parámetros (%SpO2 y Pulse rate)
- Envío de datos a la UART

El bloque de software es el responsable de la conmutación de los leds rojo e infrarrojo. El módulo de detección de pulso utiliza la señal IR filtrada y diferenciada para detectar el ritmo cardíaco; el porcentaje de SpO2 se detecta utilizando las señales R e IR filtradas. El módulo de la UART envía los datos calculados a la placa del display. En la figura 4.13, se muestra el diagrama de bloques del software implementado

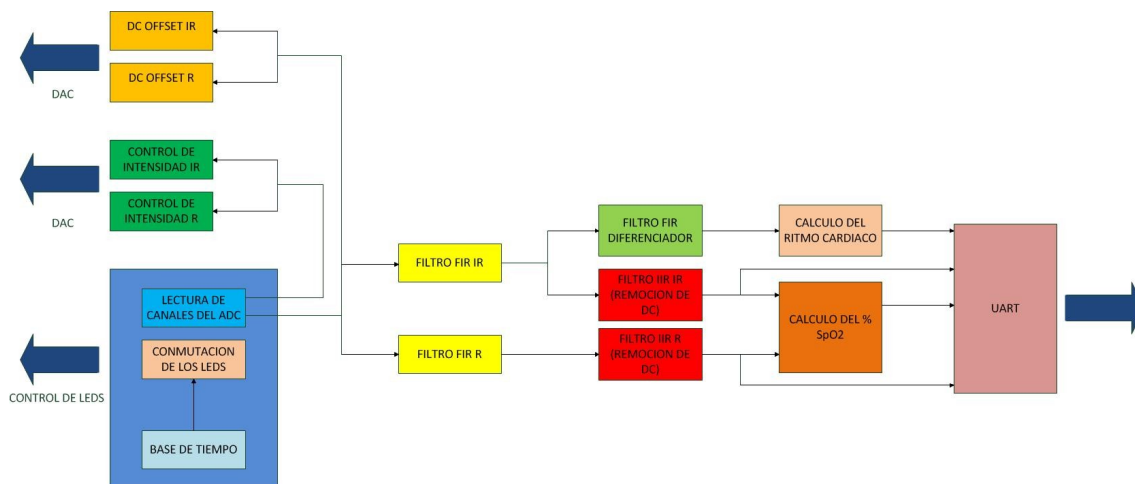


Figura 4.13, diagrama de bloques del software

4.7.1 Adquisición de datos

Se genera una interrupción cada 1 ms usando el timer 3 del dsPIC. El programa principal espera a que ocurra esta interrupción y con una máquina de estados de dos estados se selecciona el procesamiento de la señal roja o infrarroja en forma alternada. Cada 1 ms uno de los 2 leds es encendido y luego de un tiempo de 200 μ s la señal correspondiente es leída por ambos canales del ADC. Los leds conmutan como se muestra en la figura 4.14.

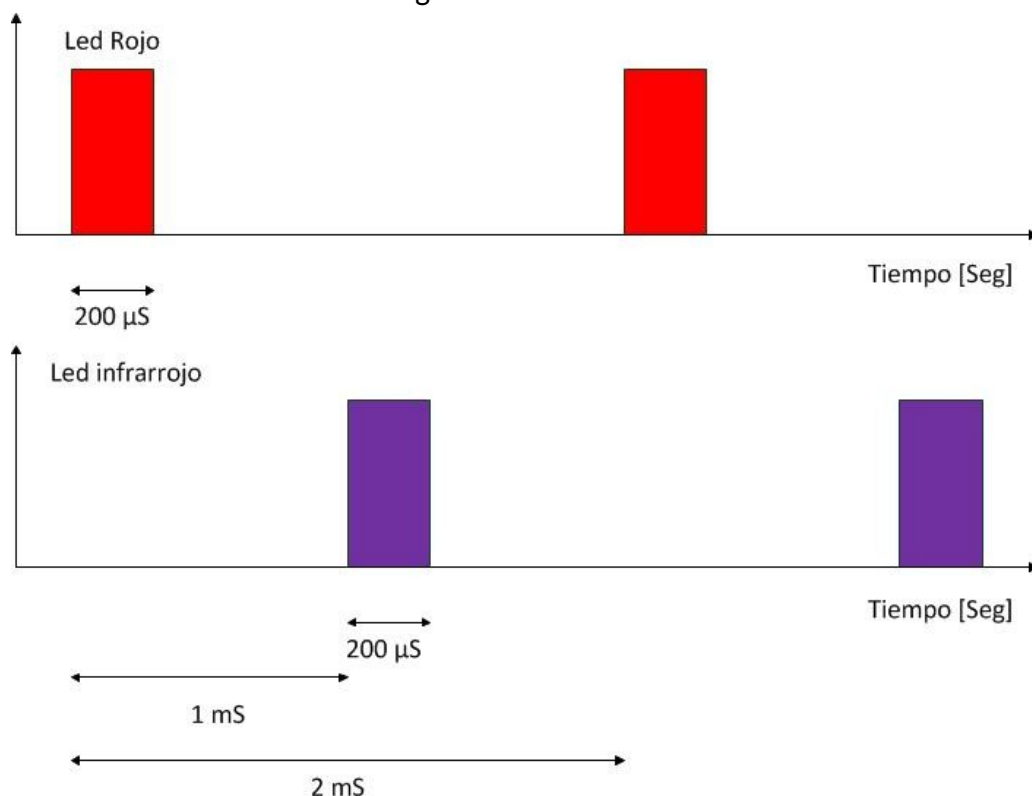


Figura 4.14, alternancia de los leds rojo e infrarrojo.

4.7.2 Control de intensidad de los leds Rojo e Infrarrojo

El canal 2 del ADC es alimentado al bloque de control de intensidad y en base al nivel de la señal adquirida, este bloque realimenta la señal al DAC que maneja el driver de corriente de los leds. La señal cruda recibida es usada para controlar la intensidad del led rojo y lo mismo ocurre para el led infrarrojo.

4.7.3 Cancelación parcial del valor de DC

El canal 3 del ADC es usado para monitorear los ajustes del offset de DC que se suma para cancelar la mayor parte de la señal de continua, luego un filtro IIR extrae sólo el valor de alterna de la señal. La señal de salida amplificada por el amplificador operacional detecta el nivel de la señal y trata de que los valores pico a pico de la señal se mantengan dentro de los límites del ADC. Para realizar esto se realimenta cada longitud de onda al canal 1 del DAC.

4.7.4 Filtros FIR

Se utiliza un filtro FIR para filtrar cada longitud de onda. Se recurre a este tipo de filtro porque es fácil de implementar con el hardware del DSP.

El filtro FIR empleado para cada longitud de onda es un filtro equiripple pasa bajos de forma directa y posee un orden de 494 para obtener una atenuación en la banda de stop de 60 dB. La frecuencia de corte del filtro es de 10 Hz y la banda de stop comienza en la frecuencia de 12 Hz. En la figura 4.14, se muestra la transferencia del filtro.

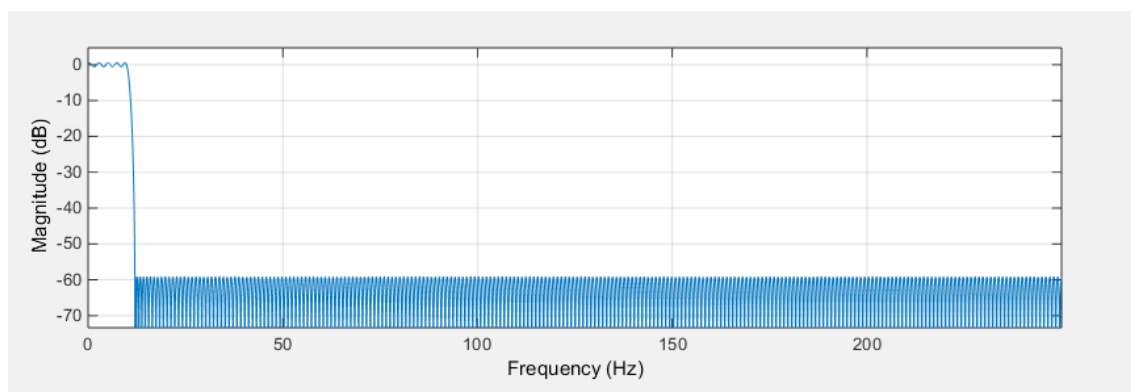


Figura 4.14, Filtro FIR pasa bajos calculado en Matlab

El algoritmo de convolución se usó para realizar el filtrado de los filtros FIR; por ello se desplaza una ventana con las muestras de entrada y se inserta una nueva muestra adquirida por el ADC dentro del buffer, como muestra la figura 4.15. El buffer de entrada tiene el mismo orden del filtro y debe haber uno por cada longitud de onda. Luego se realiza la suma y la acumulación a través de la función MAC del DSP, para obtener una sola muestra de salida de la señal filtrada.

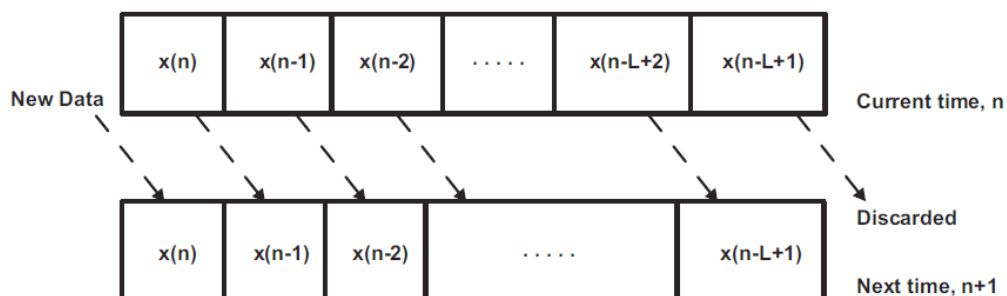


Figura 4.15, algoritmo de convolución utilizado por los filtros FIR

Debido que la curva pletismográfica tiene una pendiente muy abrupta durante la sístole, se decidió derivar la señal filtrada infrarroja para utilizarla como

señal de sincronismo y detectar así el periodo de la señal. La función transferencia del filtro a la frecuencia normalizada de 12 Hz se muestra en la figura 4.16.

En la misma se muestra la transferencia del filtro para poder sincronizar la señal y así calcular la frecuencia de la curva pletismográfica y por ende la frecuencia cardíaca. Se diseñó este filtro digital cuya función es derivar la señal filtrada por el FIR anterior. A su vez, la señal filtrada infrarroja se pasa solamente por un filtro diferenciador.

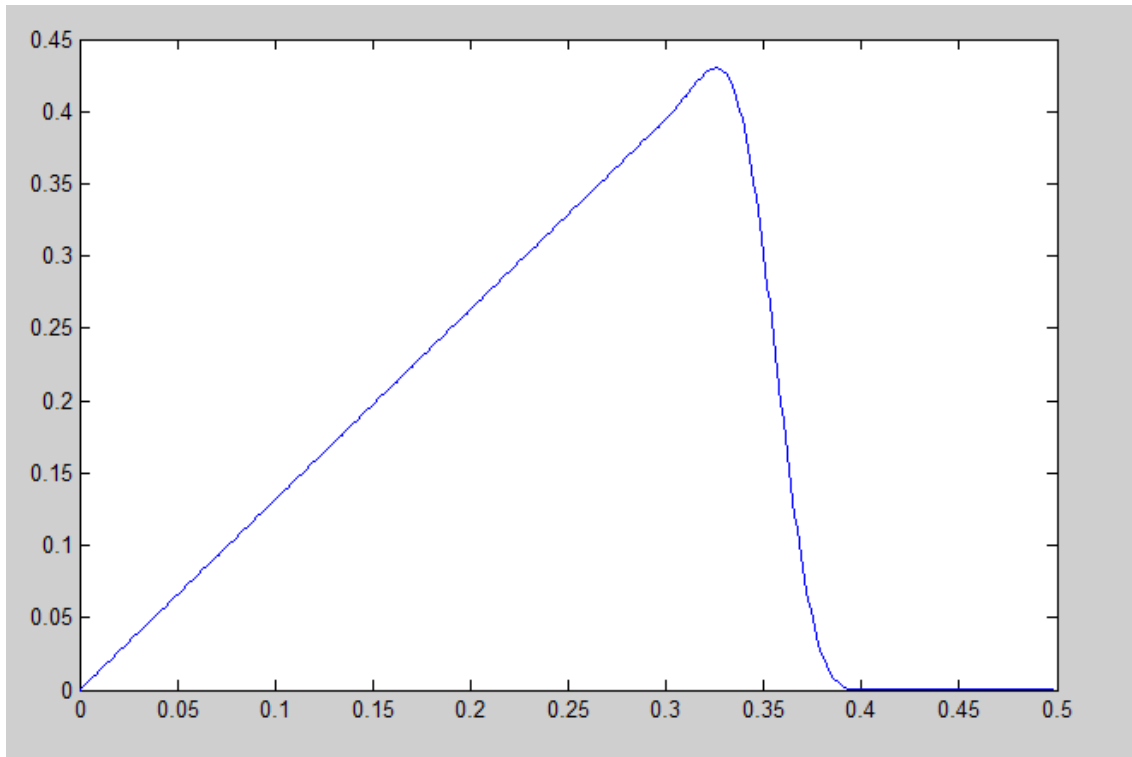


Figura 4.16, filtro diferenciador calculado en Matlab

Para calcular los coeficientes mediante Matlab se utiliza la función `firls()`, obteniendo un filtro FIR de forma directa de orden 60, con una frecuencia de corte de 12 Hz.

4.7.5 Filtros IIR

Por cada muestra de la señal filtrada del canal 3 del ADC, se debe luego pasarla por el filtro IIR para remover totalmente el valor de DC. Se trata de un filtro Butterworth pasa altos con una frecuencia de corte de 0.1 Hz, una frecuencia en la banda de Stop de 0.01Hz y una atenuación en la banda de stop de 30dB. Se utiliza un filtro IIR en lugar de un filtro FIR, debido a que el orden del filtro necesario para cumplir con las especificaciones es de 1600. Con un filtro IIR el orden es uno. La función transferencia en el plano Z es

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{1-z^{-1}}{1-\alpha z^{-1}} \quad (\text{Ecuación 26})$$

Donde el término α calculado con Matlab es de: 0.99950000665436445 y aplicando la anti transformada Z, se obtiene la fórmula implementada por el software corriendo en el DSP:

$$y(t) = x(t) - x(t-1) + \alpha y(t-1) \quad (\text{Ecuación 27})$$

La ecuación 27 establece que para filtrar la nueva muestra de entrada, se necesita la muestra de entrada anterior y la salida anterior multiplicada por α . En la figura 4.17 se muestra la transferencia del filtro IIR calculado en Matlab.

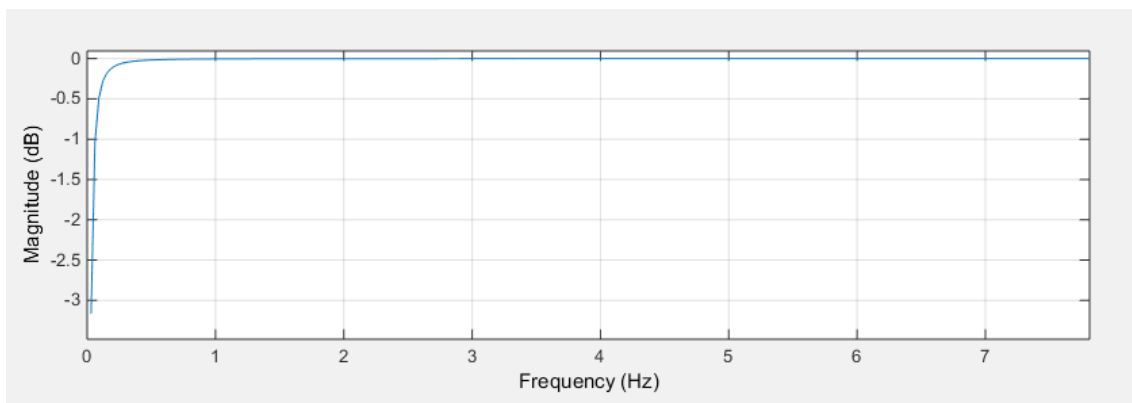


Figura 4.17, filtro IIR diseñado con Matlab

4.7.6 Cálculo del ritmo cardíaco y el % de SpO2

Para el cálculo del ritmo cardíaco se utiliza la salida del filtro diferenciador como sincronismo y se cuenta la cantidad de muestras adquiridas por la señal infrarroja cuando la señal pletimográfica cruza un umbral fijo. El ritmo cardíaco se calcula como:

$$BPM = \frac{60 \cdot F_{\text{muestra}}}{\text{numero de muestras contadas}}$$

Para el cálculo del oxígeno en sangre se calcula el valor RMS de los 3 últimos latidos del corazón y se utiliza la ecuación [22] para obtener la relación de coeficientes. Donde la relación entre el valor RMS y el Valor pico a pico es:

$$V_{pp} = 2\sqrt{2} V_{rms} \quad (\text{Ecuación 28})$$

Finalmente la relación de cocientes se calcula como

$$R_{OS} = \frac{V_{rmsR}}{V_{rmsIR}} \quad (\text{Ecuación 29})$$

4.7.7 Transmisión de datos por UART

Se envían los datos al micro controlador de la pantalla a través de la UART a una velocidad de 115200 baudios, 8 bits de datos, 1 bit de stop y sin paridad. La frecuencia de muestreo de la señal es de 500Hz, obteniéndose 1000 muestras por segundo por los dos leds, por lo tanto cada 10 muestras de la señal filtrada roja se envía una sola muestra de 16 bits y lo mismo con la señal infrarroja. De esta manera 50 pixeles en la pantalla TFT equivalen a un segundo; se envían estos 4 bytes de datos cada 20 ms conteniendo los puntos de las curvas que son graficadas.

Además de las señales se envía un encabezado de 8 bytes cada 100 ms que trasmite el status del oxímetro, el ritmo cardíaco y el porcentaje de oxígeno. Se crea una rutina de interrupción por cada byte recibido por el micro controlador y a dicho byte se lo procesa por una máquina de 16 estados para diferenciar los bytes de las señales rojas e infrarrojas de los bytes del encabezado. En la figura 4.18, se muestra el paquete de datos de las señales roja e infrarroja y abajo el encabezado de 8 bytes con los datos numéricos mostrados en la pantalla.



Figura 4.18, bytes de datos y encabezado enviados a la UART

5. Muestra del proyecto y verificación de los resultados

Se muestra en la figura 5.1 la pantalla del Pletismógrafo, donde se puede observar la curva pletismográfica.



Figura 5.1, Curva pletismográfica en la pantalla del visor.

La figura 5.1 muestra claramente la sístole cuando el corazón bombea la mayor parte de la sangre; se ve la gran pendiente de la señal durante la sístole. El segundo pico de menor amplitud en el momento de la diástole es cuando el corazón se llena de sangre nuevamente.

En la figura 5.2 se aprecia la salida del amplificador de transimpedancia, se ven las dos longitudes de onda que prácticamente no se distinguen y además se encuentra montado ruido de línea, debido a que no se filtra la señal analógicamente. En la figura se marcan los límites de la tensión del ADC. Con los cursores de tensión del osciloscopio, se muestran los 2.5V y los 0 V. En la figura se ve cómo el circuito del driver de los leds junto con el DAC y el módulo de control de intensidad corriendo en el DSP, mantienen la señal en el rango pre-programado. En este caso se observa que la señal se encuentra en la mitad de la tensión de referencia del ADC.

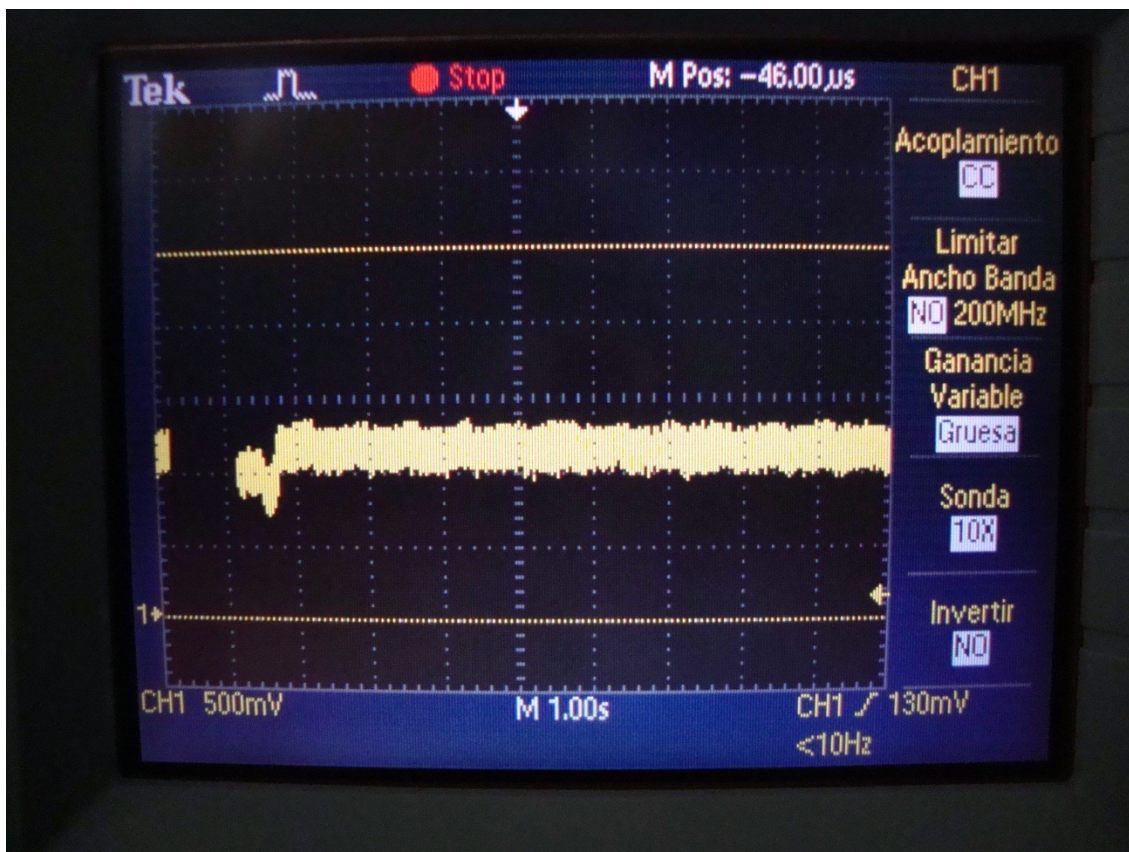


Figura 5.2, salida del amplificador de transimpedancia

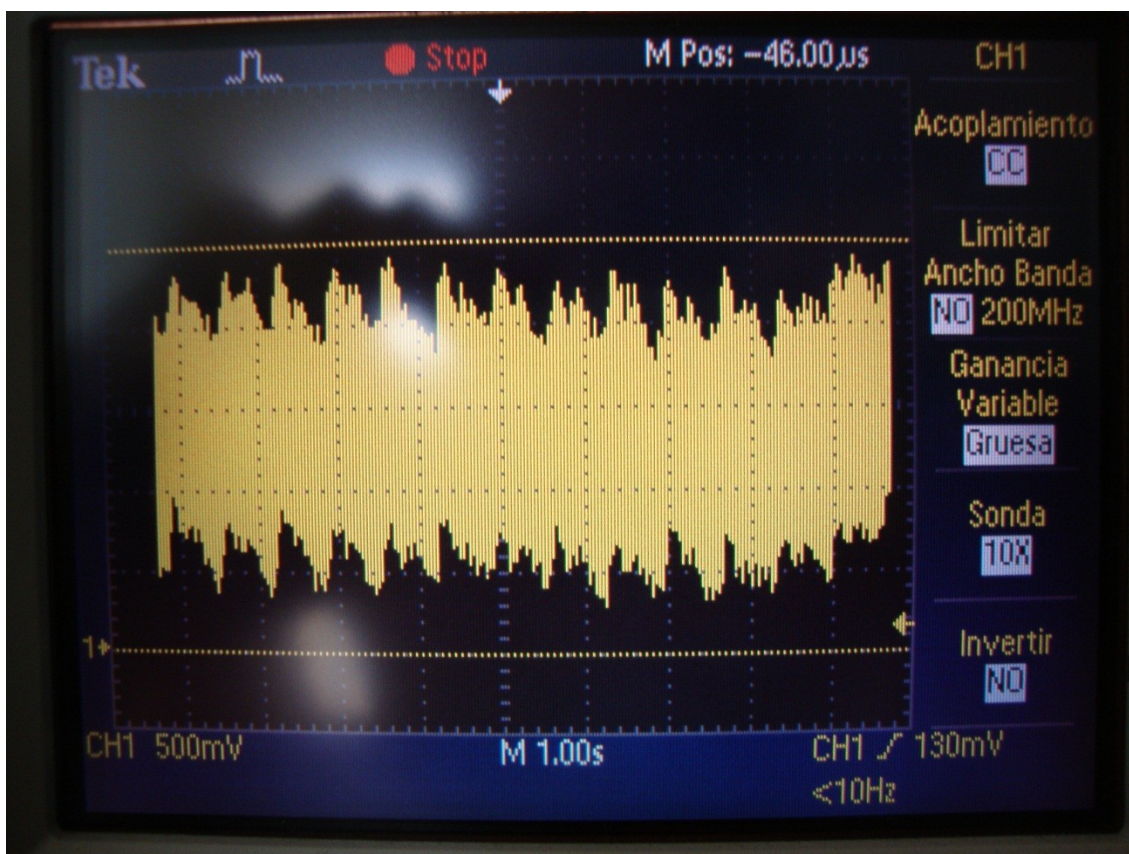


Figura 5.3, salida del amplificador operacional

La figura 5.3 muestra la señal de la figura 5.2 amplificada 5 veces e invertida; se ve cómo se amplifica tanto la señal como el ruido de línea y en la envolvente de la señal se aprecia la curva pletismográfica. Los cursores de tensión del osciloscopio muestran que el bloque de control de offset del software mantiene la señal en el rango del ADC para cada longitud de onda.



Figura 5.4, Pantalla del pletismógrafo

La figura 5.4 muestra la señal de la curva infrarroja filtrada por el filtro FIR. Se ve cómo el ruido de línea es atenuado y queda la señal libre de ruido. También se puede apreciar que el filtro IIR mantiene la señal en el nivel medio de la pantalla, quitando el valor de continua. Si se trazara una línea imaginaria en los 1.25V, el área por arriba de la curva debería ser igual al área por debajo de la curva. En la figura 5.5 se ve cómo cuando el sensor de oximetría no está conectado, al encender el pletismógrafo la señal tiende al valor medio de tensión de referencia, debido al filtro IIR que elimina el valor de continua de la señal infrarroja.



Figura5.5, Muestra del filtro IIR

Luego de filtrar la señal infrarroja con el filtro FIR, las muestras son procesadas por el filtro diferenciador. En la figura 5.6 se observa cómo la señal de entrada, una onda cuadrada de 1Hz, es filtrada por el filtro FIR quitando las componentes de alta frecuencia. En la figura se observa el fenómeno de Gibbs, debido a la falta de componentes de alta frecuencia en los flancos de la onda cuadrada. En la salida del filtro (curva superior en la figura 5.6) se muestra cómo el filtro diferenciador deriva la señal cuadrada. Se observan las deltas de la señal debido a la derivada de la onda cuadrada. En la figura 5.7 se muestra cómo el filtro diferencia una señal senoidal convirtiéndola en una señal cosenoidal.



Figura 5.6, Onda cuadrada filtrada por el filtro diferencial

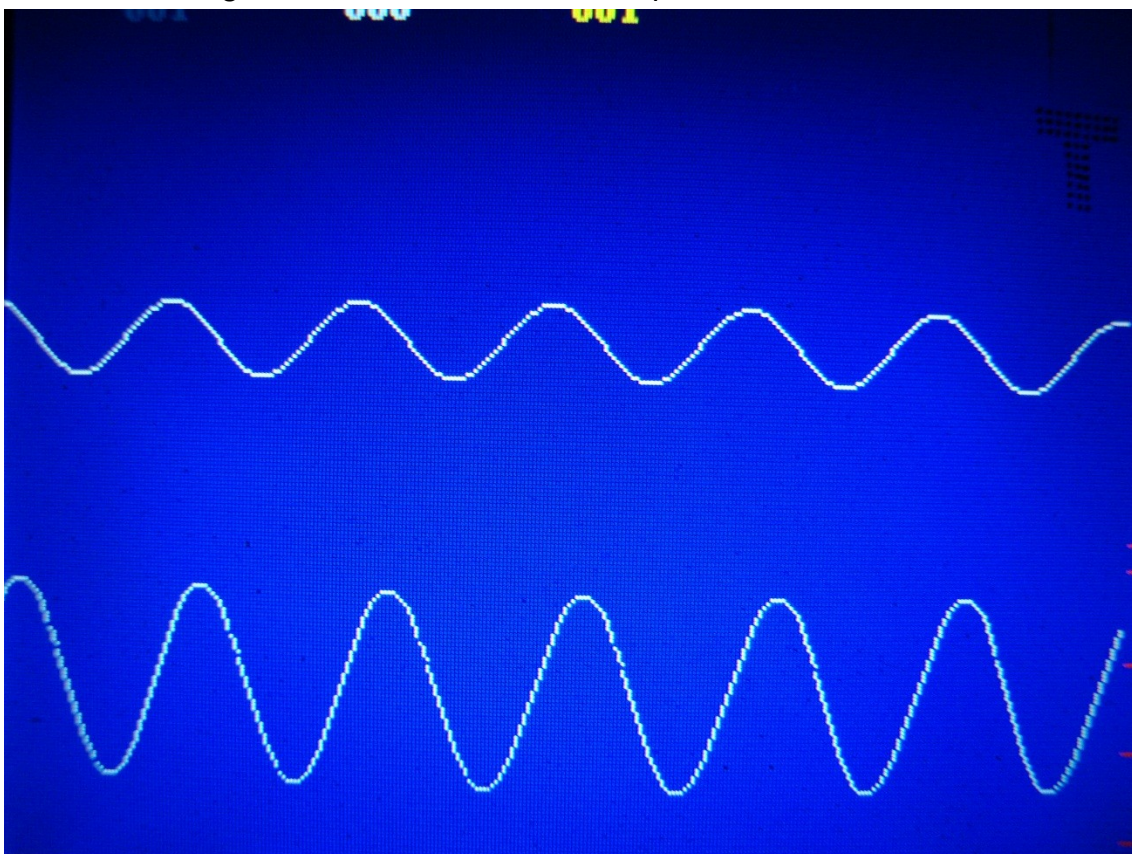


Figura 5.7, onda senoidal filtrada por el filtro diferencial

En la figura 5.8, se muestra el diseño de la pantalla del pletismógrafo terminado. Se ve cómo se muestra en la pantalla el ritmo cardíaco a la derecha. En la figura, el valor del oxígeno en sangre a la izquierda no es el real sino que es fijo, debido a que la resolución del ADC fue muy pequeña para calcular verdaderamente este valor.

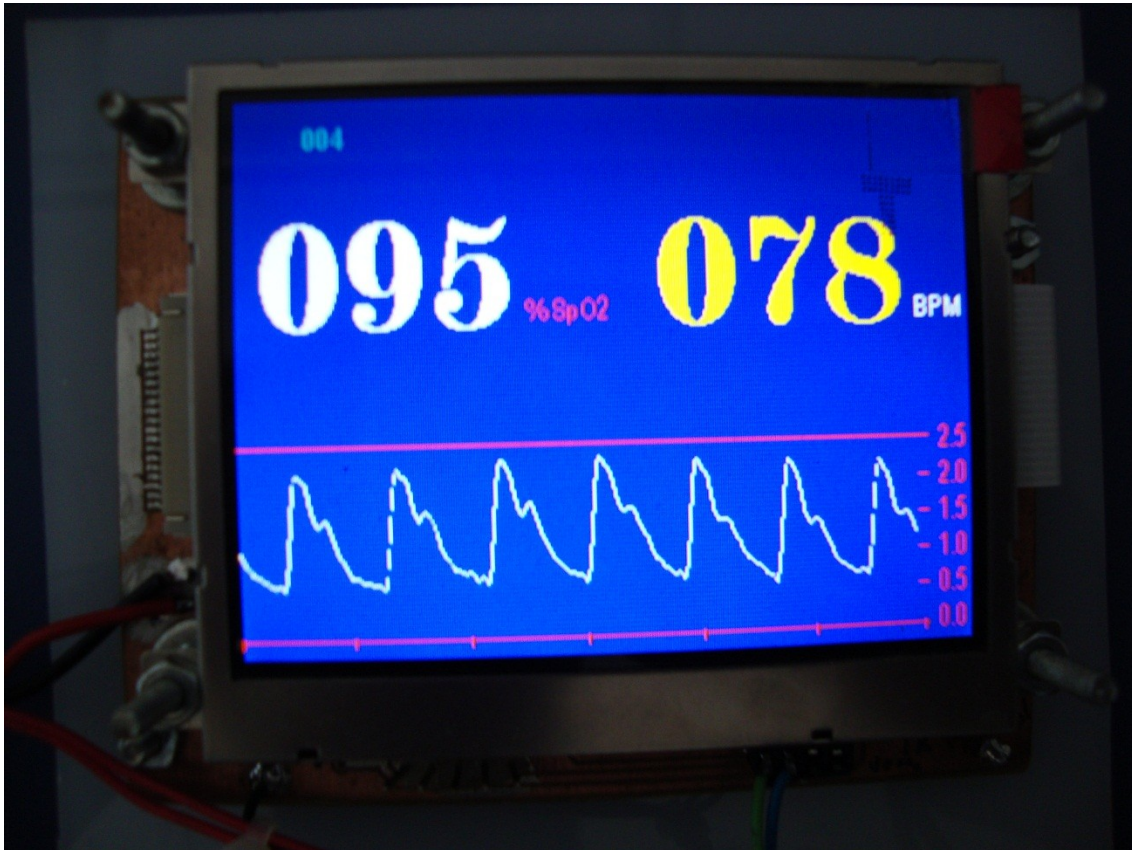


Figura 5.8, Pantalla del pletismógrafo terminado

El diseño completo del pletismógrafo puede verse en la figura 5.9, donde se observa a la izquierda la entrada del sensor de oximetría y el cable de alimentación de la fuente externa.

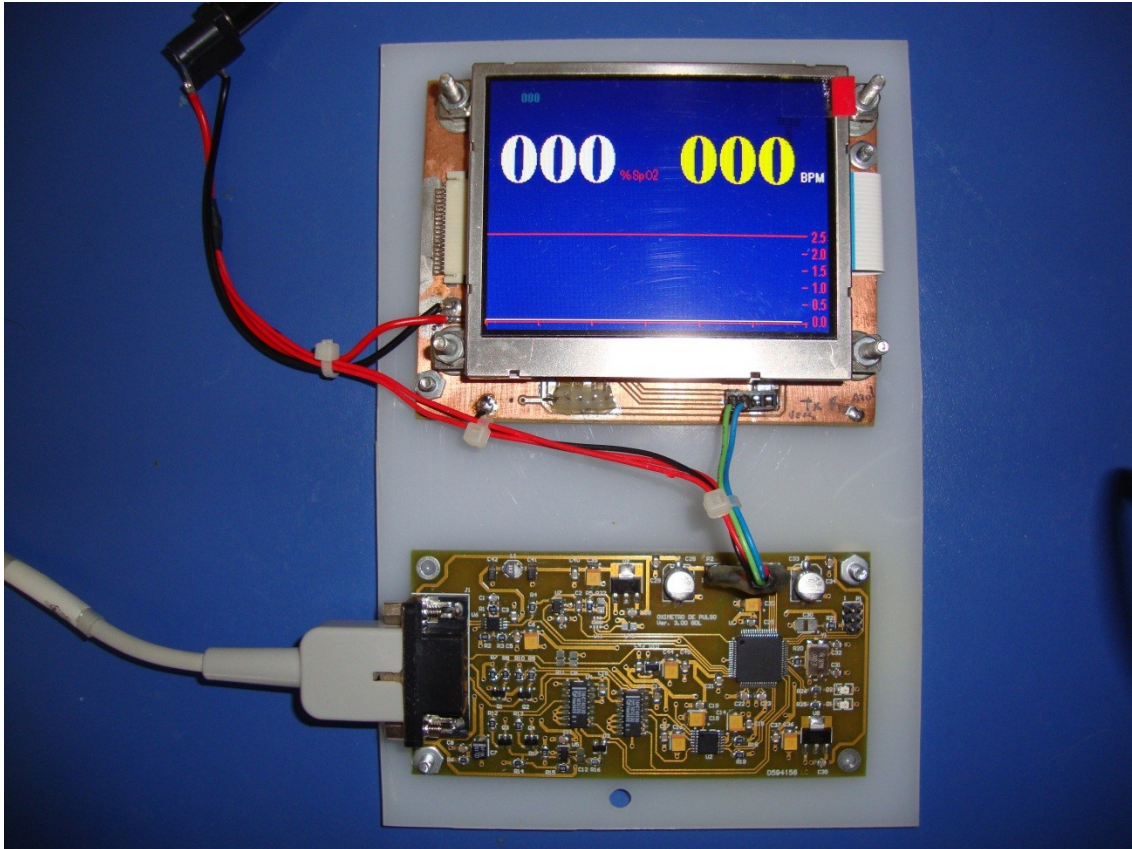


Figura 5.9, pletismógrafo terminado

6. Conclusiones

Se ha podido desarrollar un Pletismógrafo con opción de oxímetro de pulso en forma no invasiva para obtener la curva pletismográfica, el ritmo cardíaco y el porcentaje de oxígeno en sangre.

Al elegir un diseño basado en un oxímetro digital se enfrentaron varios problemas, que con un oxímetro analógico no se presentan. Estos problemas consisten en:

- El filtrado de la señal pletismográfica se hizo digitalmente;
- La mayor parte del problema se lo llevó el procesador de señales, complicando mucho el diseño del software.

El no filtrar la frecuencia de línea porque las frecuencias de corte de los filtros son mayores de 50Hz para que la señal se propague rápidamente, trajo problemas en la amplificación de la señal; una forma de mejorarlo fue bajar la tensión de referencia del ADC a 2.5 V.

En el proyecto se aprendió a programar un DSP de 16 bits en lenguaje C, a manejar sus puertos de comunicación, UART y I2C y a programar el motor DSP del procesador para aplicar los filtros FIR. Se aprendió también a manejar una pantalla TFT de 320 x 240 pixeles y poder controlar la tensión de salida de 3 canales de un DAC.

El proyecto fue realmente difícil de realizar porque se trabajó mucho tiempo a ciegas y hubo un trabajo de investigación importante para entender el funcionamiento de un oxímetro de pulso. Debido a la naturaleza de la señal cambiante y la necesidad de un ajuste automático para mantener en rango la señal, se trabajó más de un año sin obtener resultados hasta lograr la señal pletismográfica estable.

El sistema se comportó estable con niveles medios y altos de la señal, si bien no fue el mejor diseño para implementarlo en componentes de montaje superficial, debido a que cualquier error o mal diseño llevaba a un nuevo diseño del circuito impreso y al tiempo necesario para conseguir los componentes ante cualquier variación del diseño.

Finalmente se pueden incluir varias mejoras:

- Agregar en la última etapa analógica, en vez de una ganancia fija una ganancia variable con un potenciómetro digital, para poder utilizar mejor el rango del ADC.
- Utilizar un ADC externo de 16 bits y no el interno de 12 bits del DSP.
- Desde el punto de vista del software, se debe mejorar la forma en que la señal es sincronizada y agregar filtros predictivos como los filtros de Kalman, para mejorar la señal cuando se producen movimientos de la mano en las proximidades del sensor.
- Incorporar la pantalla TFT al oxímetro sin que sea manejada por un procesador externo, con lo cual habría que optimizar el software y el uso de los recursos del DSP.
- Por último agregar una batería externa con un cargador de baterías incluido, y una fuente boost para tener una tensión de alimentación de 5volts y hacer el sistema portátil debido a su pequeño tamaño.

7. Bibliografía

1. Fisterra. Noguero Casado MJ, Seco González A. Médico de Familia. Sergas. A Coruña (España). Web de consulta de profesionales de medicina en España.
<http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf>
2. Biology. Helen Curtis and N. Sue Barnes W. H. Freeman; Fifth Edition edition (April 15, 1989).
3. Design of Pulse Oximeters. Medical Science Series. Editado por J.G. Webster. First Edition (1997).
4. McGovern, Jeffrey P., Scott A. Sasse, and David W. Stansbury. "Comparison of Oxygen Saturation by Pulse Oximetry and Co-oximetry During Exercise Testing in Patients With COPD."
http://www.wtrs.com/downloads/Research_pulseOX_coOX.pdf
5. Kamat, Dr. Vijaylakshmi. "Pulse Oximetry Indian J. Anaesth 46. 4 (2002), 261-268,
<http://medind.nic.in/iad/t02/i4/iadt02i4p261.pdf>
6. Revised Pulsoximeter Design Using the MSP430. Application report june 2010 <http://www.ti.com/lit/an/slaa458/slaa458.pdf>
7. Sensores de oximetría. <http://www.biometriccables.com/product/nellcor-n100n200-a15/>

8. Anexo

8.1 Circuitos Impresos

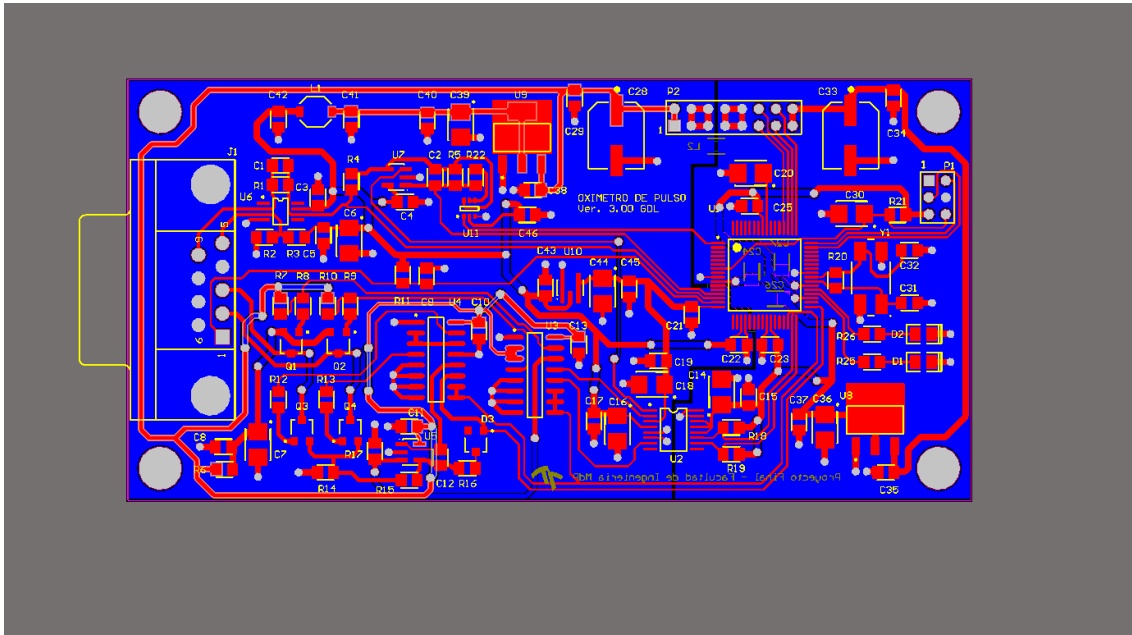


Figura 8.1, placa del plestimógrafo

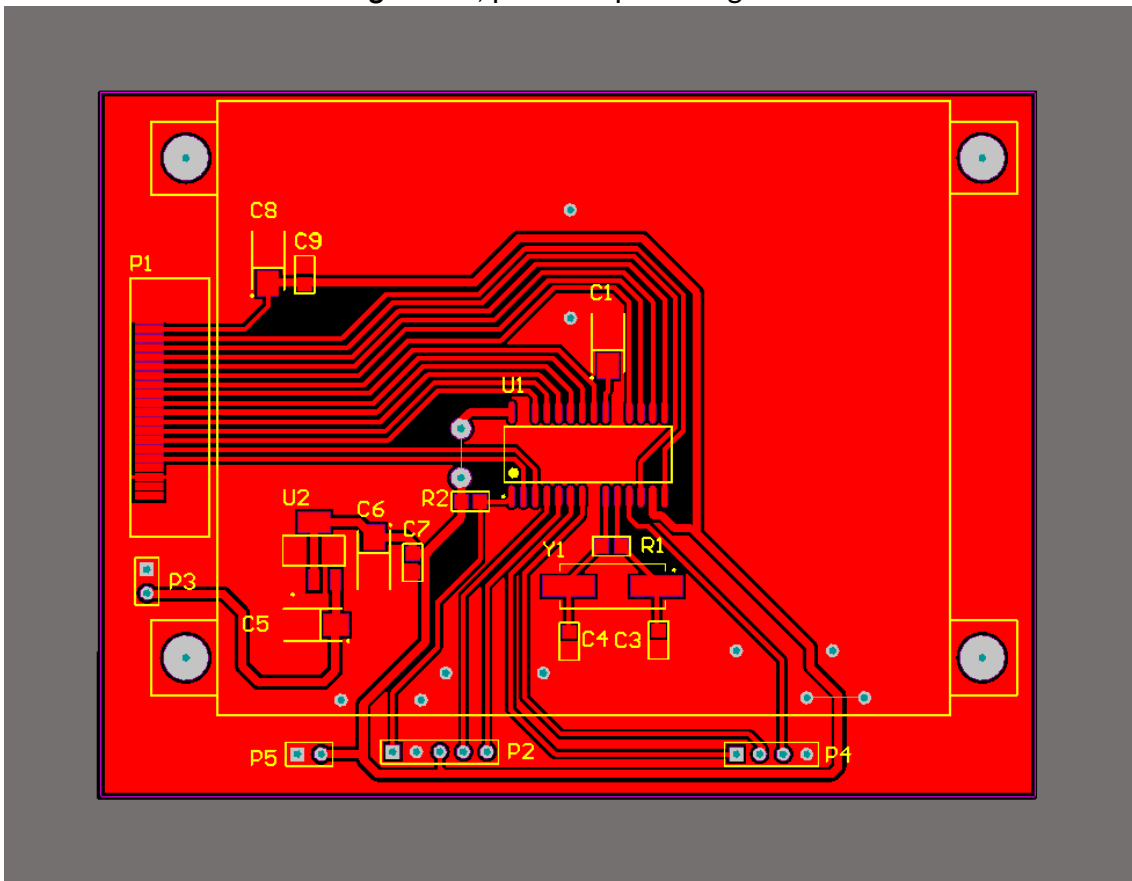


Figura 8.2, placa de la pantalla.