

OXÍMETRO DE PULSO BASADO EN UNA PALM PARTE II: Diseño del hardware.

M. en C. Israel Rivera Zárate. Profesor CIDETEC-IPN.
M. en C. Juan Carlos Herrera Lozada. Profesor CIDETEC-IPN.
Victor Jalil Ochoa Gutierrez. Estudiante UPIICSA-IPN.

1. Resumen.

Se establece el diseño de los circuitos que constituyen el oxímetro de pulso tomando como base que a una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la HbR (hemoglobina reducida o desoxigenada) que por la HbO₂ (hemoglobina oxigenada), y a una longitud de onda de 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la HbO₂ que por la HbR. Estas dos luces de diferente longitud de onda (roja e infrarroja) se hacen pasar a través del árbol arterial y el porcentaje de HbO₂ y HbR son determinados por la medición de la proporción de luz roja e infrarroja transmitida hasta un fotodetector, entonces; la intensidad de la luz se reducirá logarítmicamente con la longitud de la trayectoria conforme lo establece la ley de Beer-Lambert [1]. Ver figura 1.

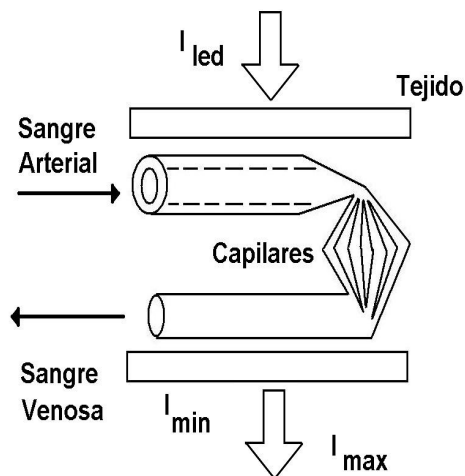


Figura 1. Modelo de la situación del punto de prueba para la medición de la SaO₂ (saturación de oxígeno arterial).

2. Diseño del oxímetro.

En la figura 2 se muestra el diagrama a bloques propuesto para el diseño del oxímetro de pulso [2].

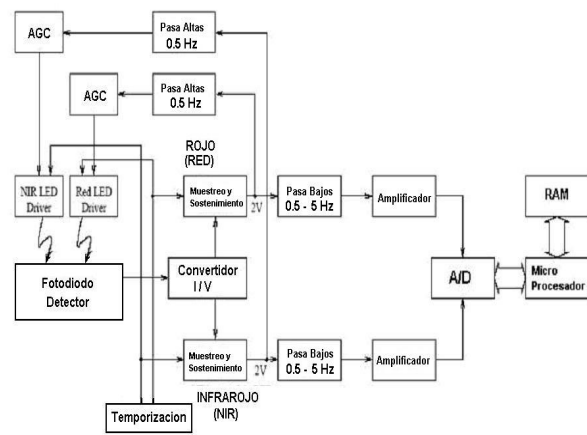


Figura 2. Diagrama a bloques del oxímetro de pulso.

Para poder llevar a cabo las pruebas ya sea en el dedo de la mano como en lóbulo de la oreja de forma no invasiva se necesitan LEDs y fotodetectores miniatura. Los detectores deben ser de alta sensibilidad ya que deben ser capaces de registrar la débil emisión que logra atravesar por los tejidos.

Este problema puede solucionarse con LEDs de propósito especial que han sido fabricados con un sistema interno de lentes que permiten una alta intensidad lumínica de salida, adicionalmente han sido diseñados para operarse en esquemas de pulsos de corriente donde es posible manejar una potencia promedio elevada.

Si se aplican pulsos en ambas fuentes de luz, se puede emplear un único

fotodetector. Dado que la frecuencia de 1 KHz es suficientemente mayor a la frecuencia del pulso arterial, se elige ésta, así como anchos de pulso de 50 μ s. Ver figura 3.

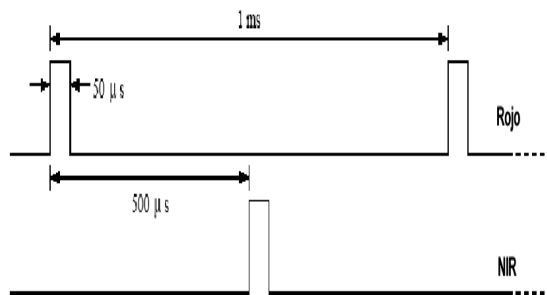


Figura 3. Señales de temporización para la excitación de los LEDs.

En este modo de operación se pueden obtener salidas de alta intensidad luminosa empleando corrientes de hasta 1 A debido al ciclo de trabajo reducido. La luz transmitida que es detectada es posteriormente amplificada y convertida a voltaje empleando circuitos operacionales configurados como convertidor de corriente a voltaje. En este punto en el circuito, la señal es alimentada hacia dos secciones idénticas, correspondientes a cada una de las longitudes de onda.

Debido a que la información se manifiesta en forma de pulso, se requiere un circuito **sample and hold** (muestreo y sostenimiento) para reconstruir las formas de onda en cada una de las longitudes. Así mismo, los circuitos de temporización que controlan los circuitos de excitación de ambos LEDs pueden ser usados en la sección de circuitos **sample and hold**. La salida de estos circuitos son posteriormente conducidos a una sección de filtrado pasabanda diseñado para operar en las frecuencias de corte de 0.5 Hz a 5 Hz. Destinados para eliminar principalmente la componente de D.C. así como ruido de alta frecuencia.

Las señales resultantes representan por tanto la información cardíaca sincrónica en las formas de onda que es posteriormente amplificada y convertida a formato digital para un posterior análisis en el microprocesador [3]. ver figura 5.

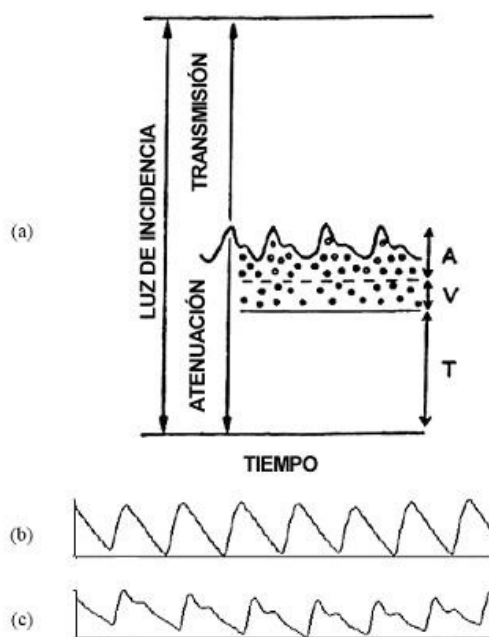


Figura 4. a) Transmisión de la luz a través de un dedo cuando la atenuación es debida a la (A) sangre arterial, (V) sangre venosa y (T) tejidos. b) y c) muestran las señales pulsátiles típicas detectadas.

Se puede apreciar en el diagrama a bloques de la figura 2 que la salida de cada circuito **sample and hold** es luego dirigida hacia circuitos de filtrado pasa bajos. Esta es la primer etapa de del circuito de control automático de ganancia (AGC), el cual ajusta la intensidad de la luz del LED correspondiente de tal forma que el nivel de D.C. permanece en el mismo valor (2V) sin considerar el grosor o las características de la piel del dedo del paciente.

Existen dos razones importantes por las cuales se ha decidido el empleo del circuito AGC: primero, que la amplitud de la señal A. C. (la cual puede variar entre el 0.1% y el 2% del total de la señal) se encuentra dentro de un rango predefinido y esto hace que el amplificador que sigue posterior al filtro pasa banda sea fácil de diseñar. Segundo, la componente D. C. de la luz transmitida tanto roja como infrarroja, pueden establecerse al mismo valor en cada caso (2V). Por lo tanto puede emplearse una tabla almacenada en memoria y ser accesada por el microprocesador convenientemente.

Fuente de corriente continua para el manejo de los LEDs.

Se propone el circuito de la figura 5 para llevar a cabo este proceso. Se Combina un amplificador operacional con un transistor bipolar, donde mediante la retroalimentación negativa se fuerza que el voltaje de salida sea igual al de la entrada y que la corriente del LED sea por lo tanto V_{in} / R_1

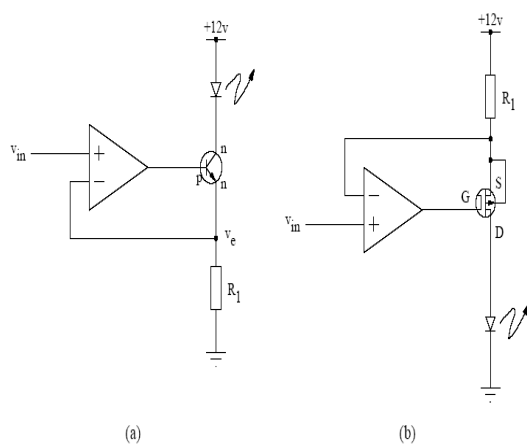


Figura 5. Dos circuitos posibles para la fuente de corriente continua de los LEDs

Si se emplean FET en vez de BJT se evita la corriente de fuga en la base del transistor debido a que los FET no permiten la circulación de la corriente de compuerta. Cabe encionar sin embargo que la corriente de carga queda limitada a $I_{DS(on)}$ Del FET.

Si se emplea una fuente bipolar los circuitos de la figura 6 pueden simplificar significativamente el diseño donde en ambos casos la corriente del LED será $12 V / R_1$.

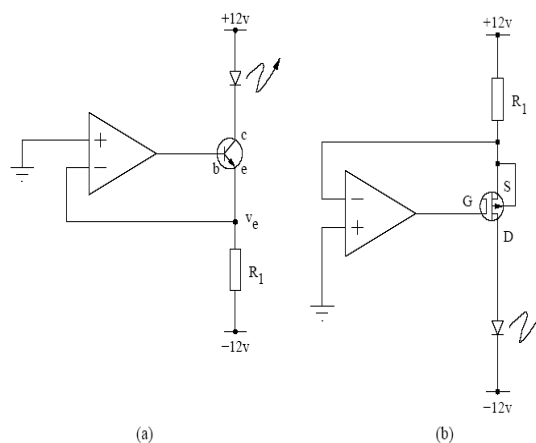


Figura 6. Circuitos alternativos para el manejo de corriente constante en los LEDs con fuente bipolar.

Circuito de Temporización

En esta aplicación, la precisión respecto al tiempo no es un factor importante, por lo tanto el circuito de temporización puede implementarse alrededor de un temporizador integrado 555. Emplendo la hoja de datos del integrado se determinan los siguientes valores: $C = 22nF$, $R_a = 56K\Omega$ y $R_b = 3.3 K\Omega$, que genera un pulso de $50\mu s$ aproximadamente cada milisegundo. Ver figura 7.

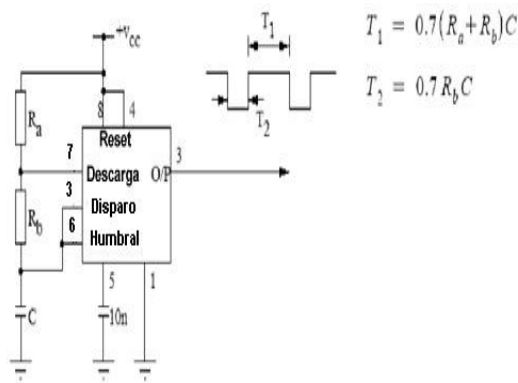


Figura 7. Circuito de generación de los pulsos del oxímetro.

Pulsos de control

La salida de los LEDs se controla por la aplicación de pulsos de control mediante un MOSFET de acrecentamiento de canal n como se muestra en la figura 8. Los pulsos provienen del circuito temporizador 555 y son llevados a la compuerta del transistor. El FET necesita ser de acrecentamiento para poderse encontrar completamente encendido y apagado exclusivamente por los pulsos aplicados en su compuerta, además de soportar el máximo de corriente que ha de fluir a través de los LEDs.

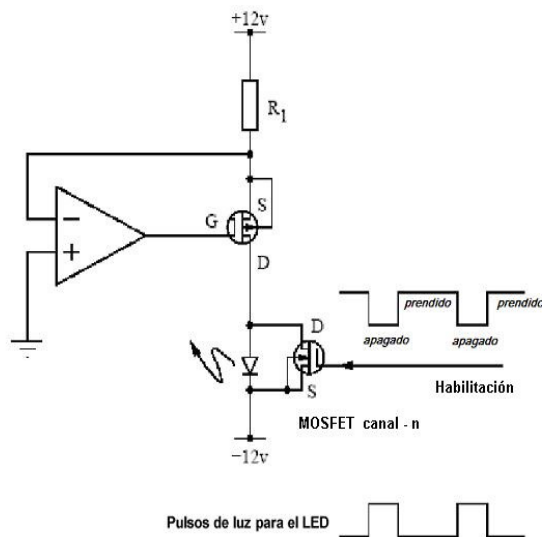


Figura 8. Circuito de aplicación de pulsos a los LEDs.

Circuito Receptor

El elemento receptor óptico más simple es el fotodiodo. Los fotodiodos operan típicamente con polarización inversa aplicada en la unión p-n (modo fotoconductor). Cuando la luz cae en la región de la unión, un par electrón-hueco es creado bajo la influencia del campo eléctrico creado en la unión. El hueco se mueve hacia el material tipo p y el electrón hacia el material tipo n. El resultado es que la iluminación es vista como un incremento en la corriente inversa.

Para propósitos de amplificación de la señal, la fotocorriente debe ser transformada en voltaje con una moderada impedancia de salida. Para llevar acabo esto, se propone el circuito de la figura 9. El cual presenta un amplificador operacional implementado como convertidor de corriente a voltaje. Debido a la alta resistencia ocasionada por la polarización inversa del fotodiodo el circuito operacional debe ser de tipo FET. Dado que el voltaje de salida será $-I \times R_L$, se debe emplear una resistencia de retroalimentación de valor elevado, por ejemplo algunas decenas de MΩ.

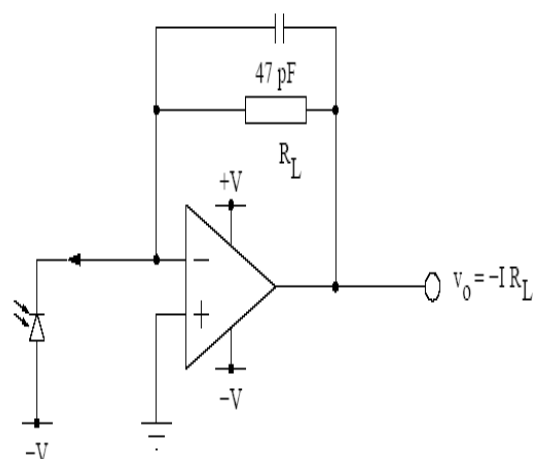


Figura 9. Circuito convertidor de corriente a voltaje.

Circuito Sample and hold.

Este circuito emplea un FET como interruptor el cual pasa la señal durante el periodo de muestreo (sample) y lo desconecta en el periodo de sostenimiento (hold). Cualquier señal presente en el momento en el que el FET está apagado es sostenida en el capacitor C. Ver figura 10. El valor de C debe ser lo suficientemente grande para minimizar la caída de voltaje durante el periodo de sostenimiento. Así mismo, debe considerarse que la resistencia del FET cuando está encendido (de algunas decenas de ohms típicamente) forma un filtro pasa bajos en combinación con C y por lo tanto, C debe ser suficientemente pequeño para poder seguir con suficiente precisión el paso de señales de alta velocidad.

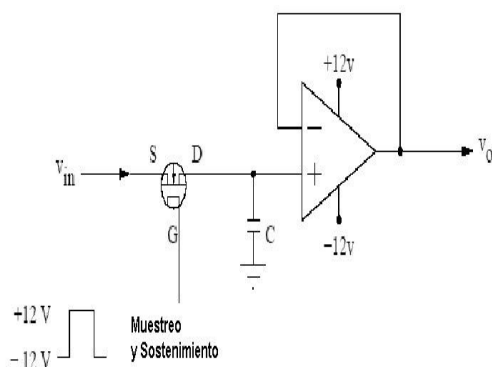


Figura 10. Circuito de sample and hold.

Control automático de ganancia

La salida del circuito sample and hold como se indicó en el diagrama general de la figura 2.1. es alimentada a un filtro pasabanda que extrae la señal pulsátil previo a su posterior amplificación y análisis. La misma salida es también llevada a un filtro pasa bajo con una frecuencia de corte de 0.1 Hz, que extrae el valor del D. C. de la señal transmitida. Existen diferentes

formas de implementar la función AGC. Una de las formas más simple es alimentar la señal de D. C. a un amplificador diferencial cuya otra entrada es un voltaje de referencia (un diodo zener por ejemplo). Las diferencias de estos dos voltajes es usado posteriormente para generar el voltaje V_{in} en la figura 5.

Circuitos de filtrado

La salida de los circuitos sample and hold son posteriormente conducidos a una sección de filtrado pasabanda diseñado para operar en las frecuencias de corte de 0.5 Hz a 5 Hz. Destinados para eliminar principalmente la componente de D.C. así como ruido de alta frecuencia. Las señales resultantes representan por tanto la información cardíaca síncrona en las formas de onda que es posteriormente amplificada y convertida a formato digital para un posterior análisis en el microprocesador. Ver figura 11.

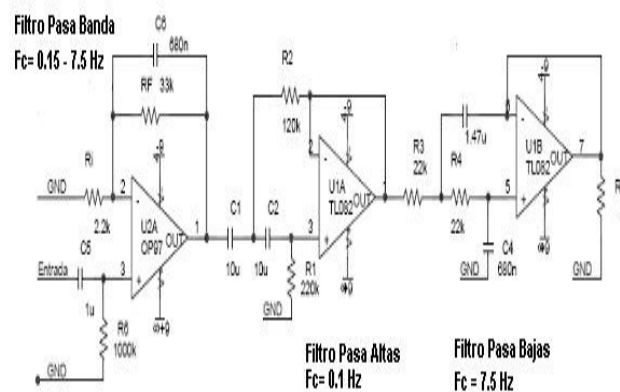


Figura 11. Circuitos de filtrado.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J. F. Kelleher, "Pulse oximetry," *J. Clin. Monit.*, vol. 5, pp. 37-62, 1989.
- [2] J. W. Severinghaus and J. F. Kelleher, "Recent developments in pulse oximetry," *Anesthesiology*, vol. 76, pp. 1018-1038, 1992.
- [3] J. T. B. Moyle, *Pulse Oximetry*, 1st ed. London, U.K.: BMJ, 1994.