

UNIVERSIDAD PÚBLICA DE NAVARRA

MÁSTER EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE MÁSTER

**DISEÑO DE UN PULSIOXÍMETRO DE DEDO CON ALMACENAMIENTO DE
DATOS**

OSCAR ORLANDO PEDRAZA LÓPEZ

DIRECTOR:

JOAQUÍN SEVILLA MORÓDER

PAMPLONA, FEBRERO DE 2.013

TABLA DE CONTENIDO

| | |
|---|-----|
| LISTA DE FIGURAS | iii |
| LISTA DE TABLAS | iv |
| SIGLAS Y DEFINICIONES | v |
| 1. INTRODUCCIÓN | 1 |
| 2. OBJETIVOS | 2 |
| 2.1. OBJETIVO GENERAL | 2 |
| 2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... | 2 |
| 3. MARCO TEÓRICO | 4 |
| 3.1. FUNDAMENTOS DE LA PULSIOXIMETRÍA | 4 |
| 3.2. INTERPRETACIÓN CLÍNICA DE LA PULSIOXIMETRÍA..... | 7 |
| 3.3. USOS CLÍNICOS DE LA PULSIOXIMETRÍA EN LA ATENCIÓN PRIMARIA..... | 9 |
| 3.4. LIMITACIONES DE LA PULSIOXIMETRÍA..... | 10 |
| 4. DISEÑO | 12 |
| 4.1. EMISORES ÓPTICOS | 13 |
| 4.2. RECEPTOR ÓPTICO..... | 15 |
| 4.3. MICROCONTROLADOR..... | 16 |
| 4.4. CONTROLADOR DE LEDS | 18 |
| 4.5. CONVERTOR DE CORRIENTE A VOLTAJE..... | 19 |
| 4.6. MUESTREO Y RETENCIÓN | 20 |
| 4.7. PREAMPLIFICACIÓN | 22 |
| 4.8. FILTRADO | 22 |
| 4.9. AMPLIFICACIÓN | 25 |
| 4.10. CONVERTOR ANÁLOGO-DIGITAL..... | 26 |
| 4.11. CÁLCULO DE PULSACIONES POR MINUTO | 27 |
| 4.12. CÁLCULO DEL %SpO2 | 27 |
| 4.13. VISUALIZACIÓN..... | 29 |
| 4.14. INTERFAZ CON TARJETA SD | 30 |
| 4.15. ALMACENAMIENTO DE DATOS DE TENDENCIA EN TARJETA SD | 33 |
| 4.16. ALARMAS | 36 |
| 4.17. FUENTE DE ALIMENTACIÓN | 38 |
| 5. CONCLUSIONES | 40 |
| 6. BIBLIOGRAFÍA | 42 |
| 7. ANEXOS | 44 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Principio de funcionamiento de la pulsioximetría..... | 4 |
| Figura 2. Coeficientes de extinción de diferentes tipos de hemoglobina..... | 5 |
| Figura 3. Transmisión de luz durante la medición pletismográfica..... | 6 |
| Figura 4. Curva de disociación de la hemoglobina oxigenada..... | 8 |
| Figura 5. Diagrama de bloques del pulsioxímetro propuesto | 12 |
| Figura 6. Espectro de emisión del LTL - 4266N | 13 |
| Figura 7. Patrón de intensidad radiante del LTL - 4266N | 14 |
| Figura 8. Espectro de emisión del LTE - 1653K..... | 14 |
| Figura 9. Patrón de intensidad radiante del LTE - 1653K..... | 15 |
| Figura 10. Sensibilidad espectral del PNZ334 | 16 |
| Figura 11. Configuración de pines del microcontrolador MSP430FG437 | 17 |
| Figura 12. Circuito propuesto para la excitación alternada de los diodos emisores de luz..... | 18 |
| Figura 13. Señales de control para la excitación de los LEDs | 19 |
| Figura 14. Configuración interna del OPA380 | 20 |
| Figura 15. Circuitos de muestreo y retención | 21 |
| Figura 16. Circuito preamplificación | 22 |
| Figura 17. Circuito filtro pasabajos | 23 |
| Figura 18. Circuito filtro notch..... | 24 |
| Figura 19. Circuito filtro pasaaltos | 25 |
| Figura 20. Circuito amplificación | 25 |
| Figura 21. Señales pulsátiles típicas de entrada a la etapa de conversión análogo/digital..... | 26 |
| Figura 22. Asignación de pines del LED numérico de dos dígitos LB-302MF | 29 |
| Figura 23. Asignación de pines del LED numérico LB-303MA | 30 |
| Figura 24. Configuración de pines de la tarjeta SD | 31 |
| Figura 25. Interfaz eléctrica de la tarjeta SD con el microcontrolador MSP430FG437..... | 32 |
| Figura 26. Estructura del socket AXA2R73061 | 33 |
| Figura 27. Vista superior del pulsioxímetro de dedo propuesto..... | 35 |
| Figura 28. Estructura del archivo deseado con el registro de los datos de tendencia | 36 |
| Figura 29. Circuito de amplificación para la activación de las alarmas | 38 |
| Figura 30. Circuito implementado con el ADP123 | 39 |

LISTA DE TABLAS

| | |
|---|----|
| Tabla 1. Asignación de pines de la tarjeta SD para las modalidades de comunicación SD y SPI..... | 31 |
| Tabla 2. Impresión de los datos de tendencia del pulsioxímetro compacto N-560 | 34 |
| Tabla 3. Ejemplo de posibles límites inferiores del %SpO2 para la activación de alarmas según el modo seleccionado | 37 |
| Tabla 4. Valores nominales de %SpO2 y BPM para diferentes tipos de pacientes | 37 |

SIGLAS Y DEFINICIONES

2-3 DPG. 2-3 Difosfoglicerato

A/D. Análogo/digital

ADC. Conversor análogo-digital

BPM. Pulsaciones por minuto

EPOC. Enfermedad pulmonar obstructiva crónica

HbCO. Carboxihemoglobina

HbMet. Metahemoglobina

HbO₂. Hemoglobina oxigenada

LCD. Pantalla de cristal líquido

LED. Diodo emisor de luz

LinCMOS. Complementario lineal de metal óxido semiconductor

MOSFET. Transistor de efecto de campo de metal óxido semiconductor

NPN. Capa de material semiconductor dopado P entre dos capas de dopado N

PaCO₂. Presión parcial de dióxido de carbono en sangre arterial

PaO₂. Presión parcial de oxígeno en sangre arterial

pH. Potencial de hidrógeno

PNP. Capa de material semiconductor dopado N entre dos capas de dopado P

R. Ratio

RHb. Hemoglobina reducida

SMC. Componentes de montaje superficial

SPI. Interfaz serial de periféricos

SpO₂. Saturación de oxígeno en sangre arterial

V_{cc}. Voltaje de polarización

V_{pp}. Voltaje pico a pico

V_{rms}. Voltaje eficaz

1. INTRODUCCIÓN

El uso de pulsioximetría para la evaluación y monitorización de pacientes está bien establecido en los entornos de cuidados intensivos, anestesiología y servicios de urgencias, pero en años recientes, los avances tecnológicos, han permitido la disponibilidad de pulsioxímetros portátiles, fáciles de usar y a precios muy razonables, impulsando la utilización de ésta técnica en una amplia gama de situaciones clínicas, entre ellas la de atención primaria. Las enfermedades respiratorias crónicas como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica y el asma están entre las afecciones que se observan con más frecuencia en los consultorios médicos de atención primaria, de hecho, afectan a más de mil millones de pacientes del mundo entero, y si a ello le agregamos que los médicos de cabecera suelen ser también el primer punto de contacto de los pacientes que sufren infecciones respiratorias agudas, tales como la influenza y la neumonía; se destaca notablemente la importancia de que éstos profesionales empleen herramientas que los ayuden a evaluar, monitorizar y determinar el momento de remitir a los pacientes afectados por problemas respiratorios, ya que la en gran parte de los casos, la dificultad por parte de los enfermos para desplazarse a los servicios especializados, supone un gran obstáculo.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar las diferentes etapas electrónicas para la implementación de un pulsioxímetro de dedo con la capacidad de almacenar los datos de tendencia de los pacientes en una tarjeta SD extraíble.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Dotar al sistema de pantallas que permitan la visualización del porcentaje de la saturación de oxígeno en la sangre arterial y la frecuencia cardíaca.

Enfocar el diseño a las exigencias necesarias para su posible utilización en la atención primaria.

Otorgar al equipo la flexibilidad suficiente para ajustarse a los requerimientos de cada paciente, permitiendo modificar la activación de las alarmas según la enfermedad y características del mismo, simplemente seleccionando un modo de trabajo.

Emplear componentes electrónicos de bajo consumo de potencia para el desarrollo de todas las etapas, con el fin de optimizar el rendimiento de la energía entregada por la fuente de alimentación.

Respaldar y ratificar la elección de cada uno de los elementos electrónicos empleados en el diseño, adjuntando la documentación pertinente para su constatación.

Garantizar en el diseño la utilización de componentes comerciales y de fácil adquisición en el mercado.

Servir de referencia e incentivo para el diseño, ensamble y prueba de prototipos de bioingeniería en la universidad.

Destacar la importancia y utilidad de los pulsioxímetros, como elemento complementario en la rápida evaluación de la situación respiratoria del paciente y su gravedad.

Interpretar los procesos fisiológicos que permiten emplear esta técnica, como punto de partida para cimentar las bases del diseño.

Brindar a los pacientes una información inmediata, lo que en muchas ocasiones se traduce en tranquilidad y reducción de la ansiedad.

Destacar la importante labor de la electrónica en el proceso de adquisición de las señales biológicas.

Involucrar las técnicas de “biofeedback” en la práctica de la pulsioximetría, utilizando el dispositivo para que los pacientes logren un control voluntario de sus propios estados biológicos.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. FUNDAMENTOS DE LA PULSIOXIMETRÍA:

La pulsioximetría es un método simple no invasivo que permite la medición de manera periférica del porcentaje de hemoglobina saturada con oxígeno, utilizando alternadamente la emisión de dos longitudes de onda específicas a través de la sangre, y un fotodiodo ubicado diametralmente para lograr captar la cantidad de luz que no es absorbida.

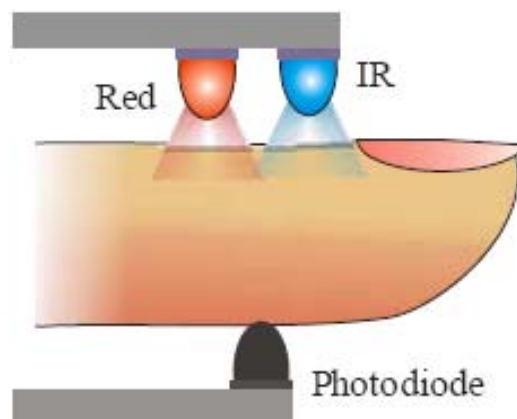


Figura 1. Principio de funcionamiento de la pulsioximetría.

La oximetría de pulso se fundamenta en la espectrofotometría, que permite calcular la concentración de una sustancia en solución a partir de su absorción óptica, a una longitud de onda determinada; y en la pletismografía, que permite medir los cambios en el flujo sanguíneo en diferentes partes del cuerpo. Según la capacidad de absorber el haz de luz de una determinada longitud de onda, se puede clasificar la hemoglobina en cuatro tipos: hemoglobina oxigenada (HbO_2), aquella que transporta el oxígeno hasta los tejidos; hemoglobina reducida (RHb), la que no está saturada en su totalidad y se encuentra fundamentalmente en la sangre venosa; carboxihemoglobina (HbCO), la hemoglobina resultante de la unión con el CO, que es letal en grandes concentraciones (40%); y la metahemoglobina (HbMet), que se genera a partir de la oxidación de la hemoglobina y carece de la capacidad para transportar oxígeno.

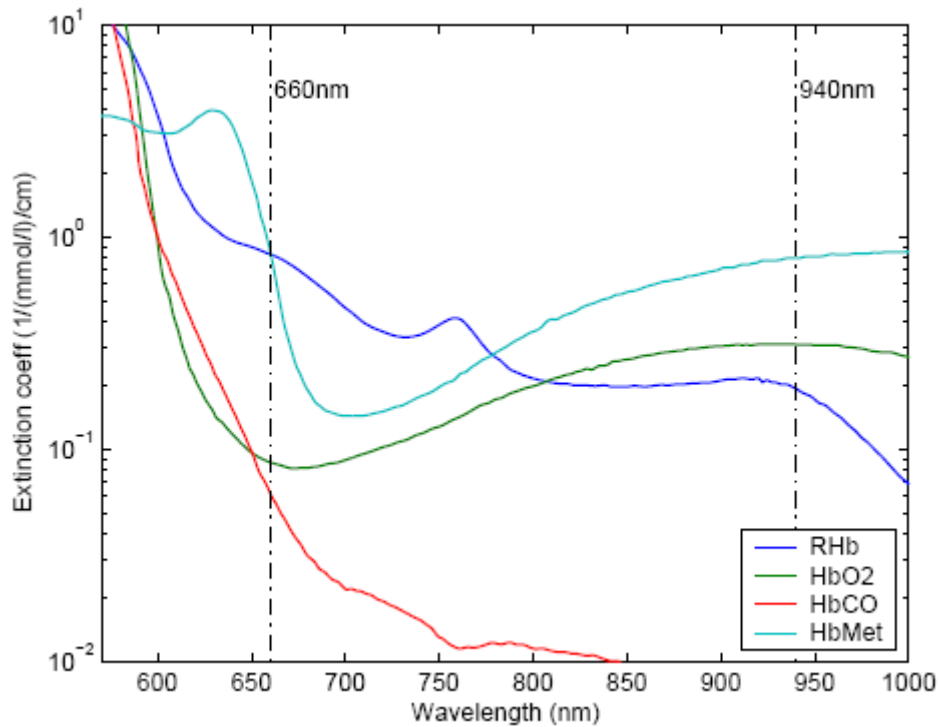


Figura 2. Coeficientes de extinción de diferentes tipos de hemoglobina.

A la RHb y a la HbO2 se les denomina funcionales, y son las más abundantes en condiciones normales, y por lo tanto para las implementaciones desarrolladas en este tipo dispositivos, se hace la suposición de que son los únicos tipos presentes en la sangre. Partiendo de ésta aproximación, la base para el uso de dos diferentes longitudes de onda de la luz, radica fundamentalmente en que la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina reducida poseen características de absorción de la luz, visiblemente diferenciadas para rangos del espectro en concreto. Para éste tipo de procedimientos, se suele recomendar la utilización de luz roja ($\lambda_1 = 660 \text{ nm}$) y de infrarroja ($\lambda_2 = 940 \text{ nm}$), ya que la desoxigenación de la sangre presenta una extinción óptica superior en la región del rojo, y una menor absorción óptica en la región del infrarrojo, permitiendo éstas direcciones opuestas en la absorción de los dos colores al variar la oxigenación, contribuir a que haya cambios ópticos apreciables más fáciles de medir.

Teniendo conocimiento de que la luz debe atravesar adicionalmente otro tipo de tejidos, tales como huesos, uñas y piel, se debe usar una técnica para lograr distinguir la sangre arterial; para ello, se hace empleo del procedimiento descubierto en 1974 por el japonés Takuo Aoyagi, quien observó que la variación del volumen de la sangre

arterial con cada pulso se podría utilizar para obtener una señal dependiente sólo de las características de dicho tipo sangre. Así, de esta forma, se logra diferenciar una componente pulsátil o AC, que corresponde a la pulsación de la sangre arterial, y una base o componente DC, que representa la absorción del lecho tisular, incluidos la sangre venosa, capilares sanguíneos y la sangre arterial no pulsátil. Así que en la oximetría de pulso, el sistema debe ser capaz de extraer la señal variable en el tiempo (1-5% de la total), restando la señal constante de la cantidad total de la señal absorbida para lograr calcular la saturación de oxígeno en la sangre, y así conseguir ignorar los efectos de los tejidos circundantes.

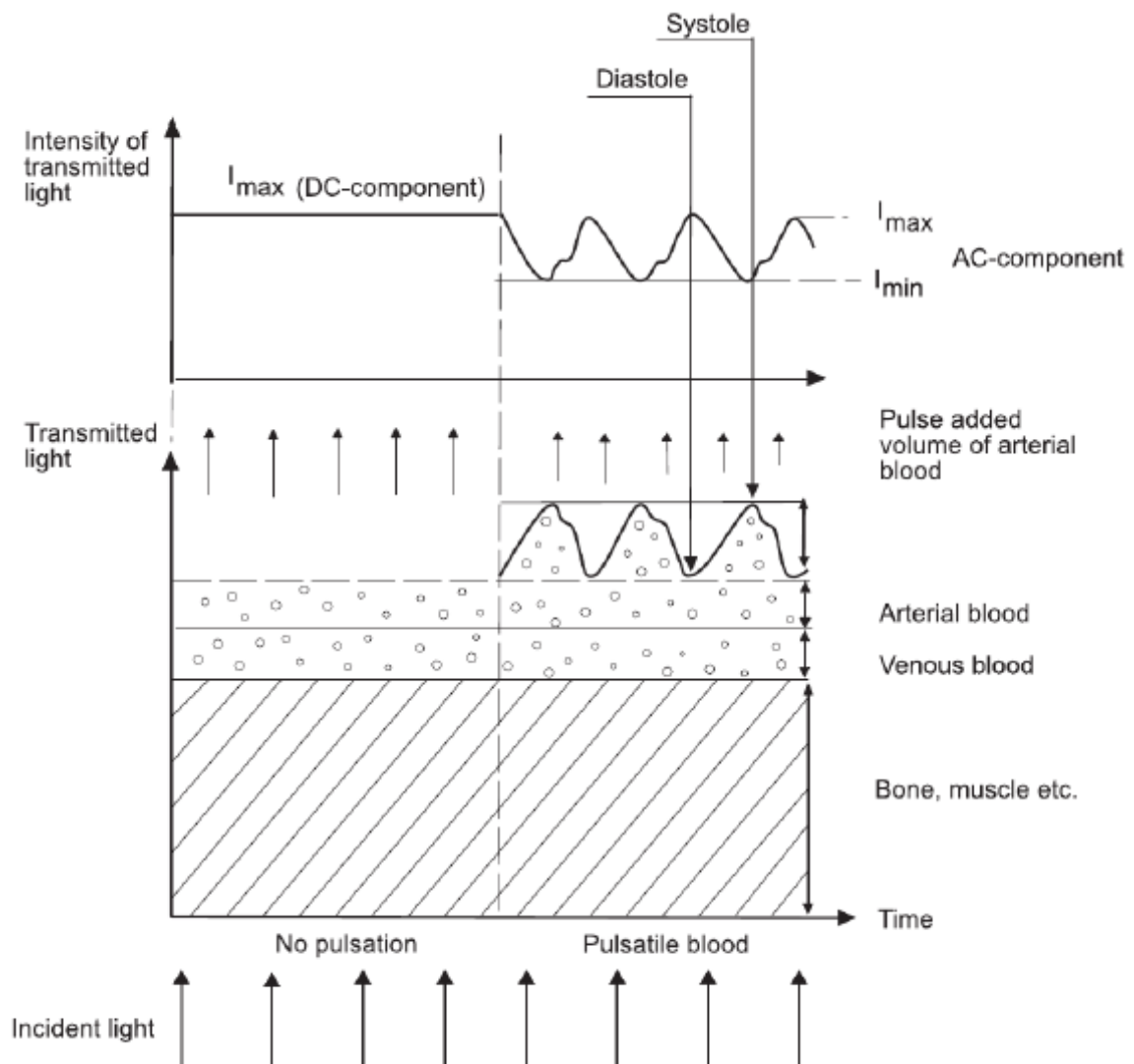


Figura 3. Transmisión de luz durante la medición plethysmográfica.

Definido el %SpO2 como la relación de la HbO2 a la concentración total de hemoglobina (HbO2 + RHb), se asume que la transmisión de luz a través del flujo de sangre se ve afectada por la concentración de hemoglobina reducida y hemoglobina oxigenada, y por sus coeficientes de absorción para las dos longitudes de onda mencionadas, entonces, aplicando la ley de Beer-Lambert, logramos definir que la intensidad de la luz disminuye logarítmicamente con la longitud de la trayectoria. Siendo conocedores de que la señal de luz transmitida a través del dedo, está formada por una componente de corriente continua y una de corriente alterna, podemos definir el ratio como:

$$R = \frac{\log_{10}\left(\frac{I_{dc+ac}}{I_{dc}}\right)\lambda_1}{\log_{10}\left(\frac{I_{dc+ac}}{I_{dc}}\right)\lambda_2} \quad (\text{Ecuación 1})$$

Debido a que las componentes DC de la transmisión de las señales será la misma, se elimina de la expresión, y obtenemos:

$$R = \frac{\log_{10}(I_{ac})\lambda_1}{\log_{10}(I_{ac})\lambda_2} \quad (\text{Ecuación 2})$$

Donde I_{ac} es la intensidad de la luz a las longitudes de onda λ_1 y λ_2 , dependiente únicamente de la corriente alterna (AC). Una vez calculado el valor de R, los pulsioxímetros, emplean una fórmula clínica empírica, que les permite calcular el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre arterial:

$$\%SpO_2 = a - b (R) \quad (\text{Ecuación 3})$$

En la cual, a y b son coeficientes que se determinan en el proceso individual de calibración de cada dispositivo.

3.2. INTERPRETACIÓN CLÍNICA DE LA PULSIOXIMETRIA:

Los aparatos disponibles en la actualidad son muy fiables para valores del %SpO2 entre el 80% y el 100%, pero su fiabilidad disminuye por debajo de estas cifras; esto no constituye una limitación en el medio de la atención primaria, ya que todo paciente

con un %SpO₂ inferior al 80% se encuentra en insuficiencia respiratoria y precisa atención hospitalaria; tan urgente es la valoración de un paciente con un 80%, como de uno con un 60%. Para la correcta interpretación de los resultados obtenidos hay que tener presente la morfología de la curva de disociación de la oxihemoglobina [6], tal como se observa en la figura, existe un punto crítico en la curva por debajo del cual el paciente estaría en insuficiencia respiratoria, es el punto en el que la presión parcial de oxígeno en sangre arterial (PaO₂) es de 60 mmHg, que corresponde a una %SpO₂ del 90%. Por debajo de esta cifra la curva disminuye bruscamente, por lo que pequeños descensos de la PaO₂ originan grandes disminuciones del %SpO₂, mientras que por encima del 95% la curva está en su parte plana y grandes aumentos de la PaO₂ no suponen incrementos del % SpO₂.

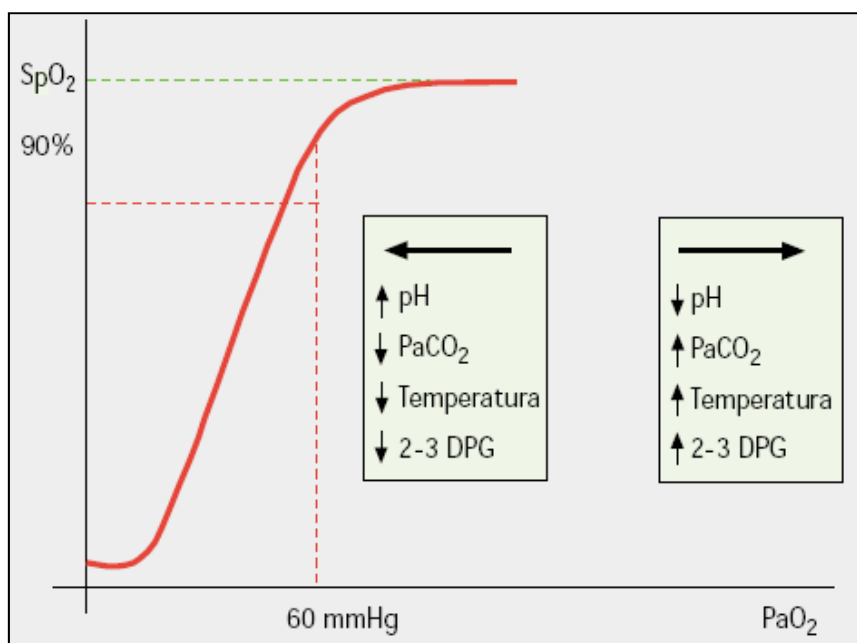


Figura 4. Curva de disociación de la hemoglobina oxigenada.

Existen unos factores que alteran esta curva y, por tanto, deben tenerse en cuenta, son el pH, la temperatura, la presión parcial de dióxido de carbono en sangre arterial (PaCO₂) y el contenido de 2-3 difosfoglicerato (2-3 DPG) en sangre; así, una disminución del pH, el aumento de la temperatura, de la PaCO₂, y del 2-3 DPG producen un desplazamiento de la curva hacia la derecha, disminuyendo la afinidad de la hemoglobina por el O₂, favoreciendo su liberación. En este tipo de situaciones, a igual %SpO₂ corresponde una PaO₂ mayor, así que no se correría el riesgo de minusvalorar la hipoxia. De forma contraria, el aumento del pH, el descenso de la

temperatura, de la PaCO₂ y del 2-3 DPG producen un desplazamiento de la curva hacia la izquierda, y por consiguiente, un aumento de la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno, representándose dicho proceso, en que a igual %SpO₂ corresponde un valor menor de PaO₂.

3.3. USOS CLÍNICOS DE LA PULSIOXIMETRÍA EN LA ATENCIÓN PRIMARIA:

Aunque los pulsioxímetros pueden tener otras aplicaciones en entornos de cuidado de la salud, en estas referencias se indican los usos más comunes y comprobados de estos dispositivos en entornos de atención primaria [8]:

EPOC (Enfermedad estable):

- Establecimiento de un valor de referencia en pacientes con enfermedad estable.
- Monitorización de pacientes con disnea por ejercicio
- En pacientes con EPOC moderada a grave, es una herramienta de detección para identificar a pacientes (es decir, aquellos con %SpO₂ < 92%) que deben remitirse a especialistas para recibir una evaluación de oxígeno exhaustiva.
- En pacientes con EPOC estable o aquellos que se recuperan en casa de un empeoramiento de los síntomas, un valor de %SpO₂ no mayor de 88% representa una indicación firme para iniciar la oxigenoterapia a largo plazo.
- Ajuste del flujo de oxígeno en pacientes que reciben oxigenoterapia a largo plazo, siempre que su enfermedad este estable y que tengan buena circulación. En general, el objetivo debe ser el de mantener el valor del %SpO₂ > 90% durante todas las actividades.

EPOC (Empeoramientos):

- Valoración de pacientes con síntomas de empeoramiento agudo, especialmente disnea, y determinación de la gravedad del empeoramiento.
- Categorización del cuadro del paciente para la medición de gas en sangre arterial, remisión al servicio de urgencias y/o determinación del momento de inicio de la oxigenoterapia u otro tratamiento para el empeoramiento.
- Monitorización de pacientes luego del inicio de la oxigenoterapia. Se debe hacer la determinación del valor del %SpO₂ con regularidad (cada 5 a 30 minutos), especialmente en caso de deterioro del cuadro clínico del paciente.
- Evaluación de pacientes para la iniciación de cuidados intermedios/hospitalarios en casa, y monitorizarlos una vez que estén inscritos en esta forma de cuidado.

ASMA (Durante una crisis asmática):

- Evaluación y valoración de la gravedad, como complemento de los datos del medido de flujo máximo.
- Categorización del cuadro del paciente para la medición de gas en sangre arterial, remisión al servicio de urgencias y/o determinación del momento de inicio de la oxigenoterapia aguda.
- Monitorización de pacientes después de la iniciación de oxigenoterapia o respuesta a otro tratamiento.
- Especialmente importante en niños que presenten sibilancias agudas graves.
- Seguimiento de pacientes luego de un empeoramiento grave o complicado.

INFECCIÓN RESPIRATORIA AGUDA (neumonía, influenza,..):

- Valoración de la gravedad de una infección de las vías aéreas inferiores.

DIFICULTAD PARA RESPIRAR EN NIÑOS:

- Parte de la valoración clínica en niños con sospecha de infección significativa de las vías respiratorias.
- Parte de la valoración clínica en niños con asma agudo.

3.4. LIMITACIONES DE LA PULSIOXIMETRÍA:

Existen situaciones en las que hay que tener en cuenta la posibilidad de dar lugar a lecturas erróneas no reales, incorrectas o poco informativas, dentro de las cuales podemos encontrar:

- Contrastes intravenosos: Pueden interferir si absorben luz de una longitud de onda similar a la de la hemoglobina.
- Valores de % SpO₂ < 80%: Los pulsioxímetros pueden sobreestimar la saturación de oxígeno, especialmente en pacientes con pigmentación cutánea oscura.
- Anemia grave: Hace falta hemoglobinas inferiores a 5 mg/ml para causar falsas lecturas.
- Esmalte de uñas, suciedad o uñas postizas: En el primer caso se acostumbra a retirarla con acetona previamente, pero al igual que en los otros dos casos, no se ha demostrado que interfieran de forma considerable en el resultado.

- Pulso venoso: El aumento del pulso venoso, en casos específicos como en el que se padece fallo cardíaco derecho, puede generar mediciones erróneas.
- Hemoglobinas anormales: Para niveles altos de HbCO y HbMet se pueden hacer mediciones erróneas, ya que absorben longitudes de onda similares a la hemoglobina oxigenada, para lo cual, para este tipo de situaciones se suele hacer uso de otro tipo de dispositivos, como es el caso del cooxímetro.
- Situaciones de hiperoxia: El pulsioxímetro no puede registrar valores de oxigenación superiores al 100% de saturación de hemoglobina.
- Movimiento o temblores del paciente: Es posible que el aparato no pueda identificar una señal de pulso adecuada.
- Mala perfusión periférica: Ya sea por frío ambiental, disminución de temperatura corporal, hipotensión o vasoconstricción, las arterias son mucho menos pulsátiles, y por lo tanto la señal AC es muy débil e inadecuada para calcular la saturación de oxígeno.

4. DISEÑO

Como base preliminar para el diseño, se hace necesario definir las diferentes etapas que conforman el sistema, destacando su función y sus conexiones, con el fin de garantizar que se realizan todos los procedimientos requeridos para dotar al pulsioxímetro con la capacidad de efectuar las mediciones correspondientes, con la mayor certeza posible.

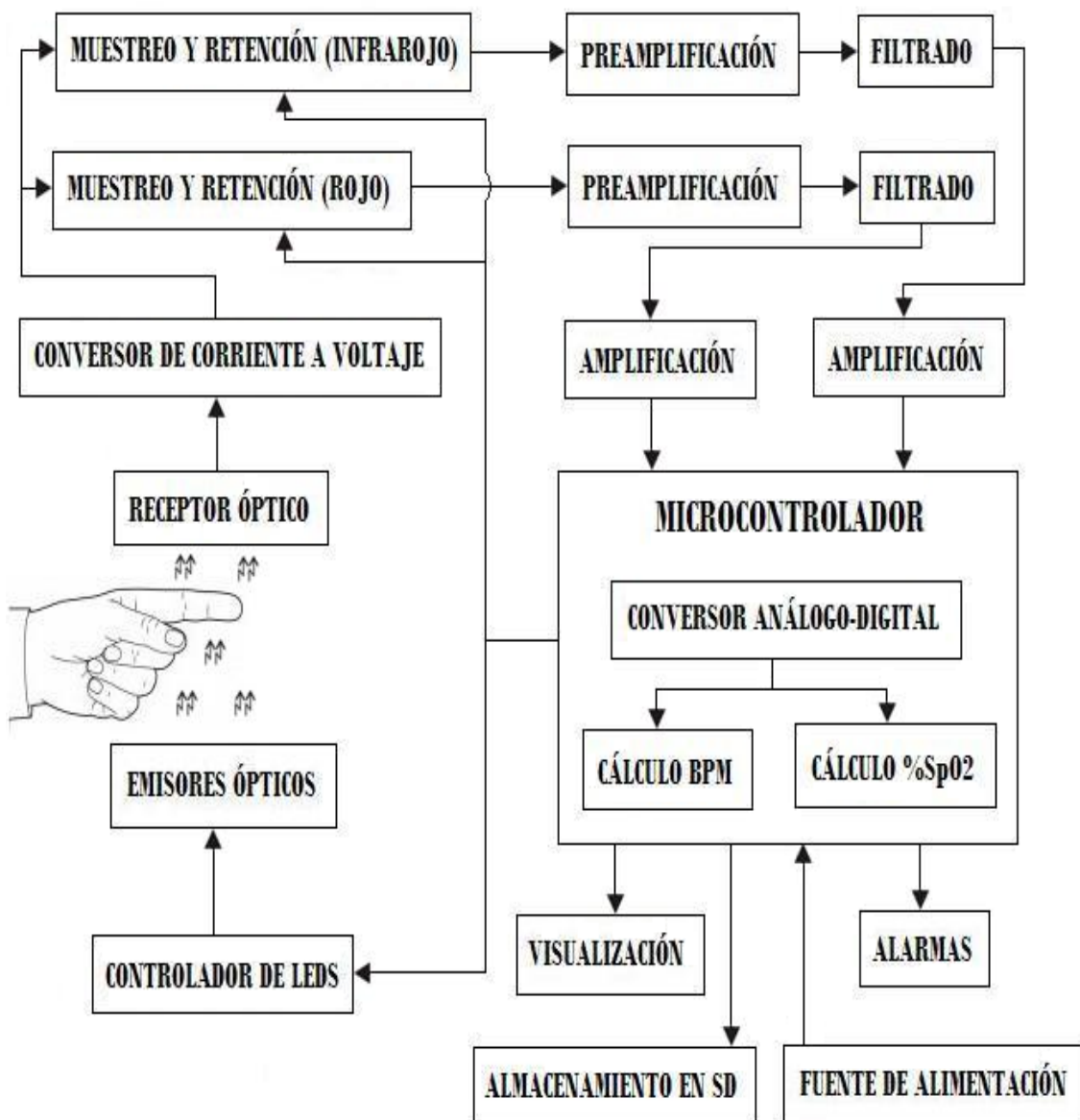


Figura 5. Diagrama de bloques del pulsioxímetro propuesto.

4.1. EMISORES ÓPTICOS:

Para esta primera etapa se usan dos diodos emisores de luz, uno rojo y otro infrarrojo, con características eléctricas concretas, que garanticen desde el momento de la adquisición, la fiabilidad del procedimiento utilizado para la medición de la saturación de oxígeno en la sangre; dentro de las cuales se les ha dado mayor relevancia para su implementación dentro del diseño, a tener un espectro angosto y centrado en las longitudes de onda requeridas, un consumo de potencia bajo, y un tamaño y un ángulo de emisión apropiados.

LED rojo: Se ha optado por el [LTL - 4266N.pdf], del fabricante LITE-ON, que dentro de una gran variedad de componentes de similares comportamientos, destaca por sus siguientes características:

- Longitud de onda pico $\lambda = 660$ nm.

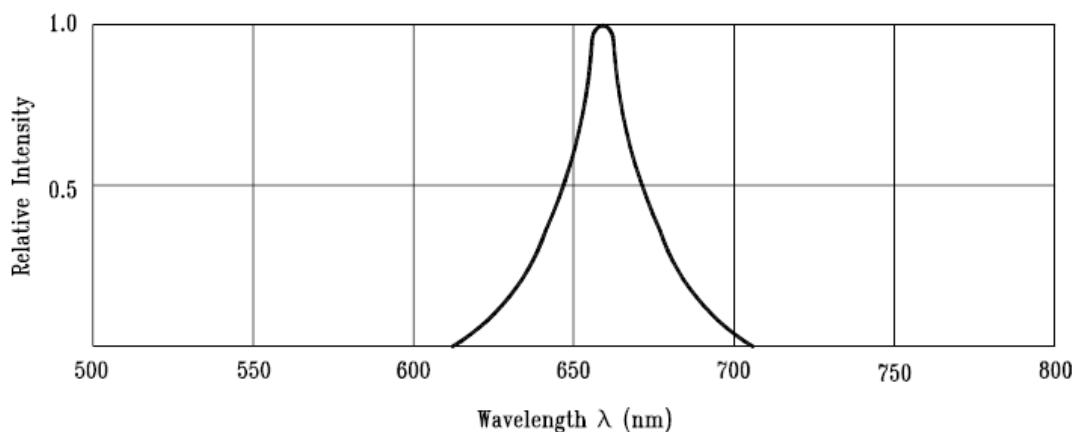


Figura 6. Espectro de emisión del LTL - 4266N.

- Potencia de disipación de 100 mW. Es un valor apropiado, ya que se busca minimizar el consumo de potencia de todo el sistema, con el único fin de optimizar la duración de las baterías que alimentan el circuito.
- Diámetro de 3 mm. Tamaño razonable para la ubicación dentro el prototipo.
- Ángulo de emisión de 45 °. Con esta característica se busca que la emisión sea direccional, con el fin de aprovechar al máximo la potencia empleada.

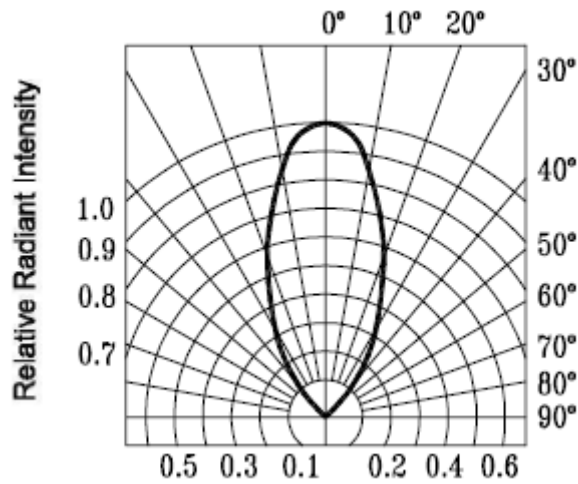


Figura 7. Patrón de intensidad radiante del LTL - 4266N.

LED infrarojo: Se ha escogido el [LTE - 1653K.pdf], del mismo fabricante, tamaño y potencia de disipación que el utilizado anteriormente, con la ventaja de que de esta forma logramos minimizar la posibilidad de tener que implementar circuitos para compensar y equilibrar sus diferencias eléctricas, y además de ello, cuenta con las características idóneas que lo hacen útil de emplear en esta aplicación:

- Longitud de onda pico $\lambda = 940$ nm.

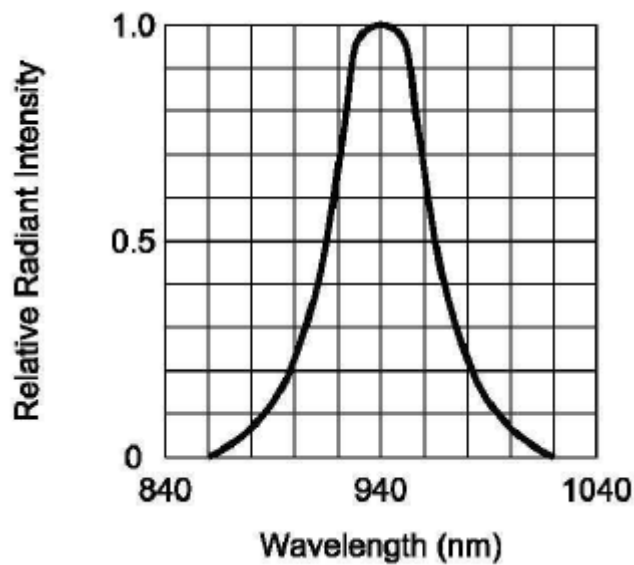


Figura 8. Espectro de emisión del LTE - 1653K.

- Ángulo de emisión de 50 °. A pesar de ser 5° mayor que en el caso del rojo, no se considera una situación significativa, ya que si se observa la similitud entre los dos patrones de radiación, y se tiene en cuenta la pequeña distancia existente entre la ubicación de los emisores y el receptor óptico dentro del montaje del pulsioxímetro, la diferencia a fines de diseño es imperceptible.

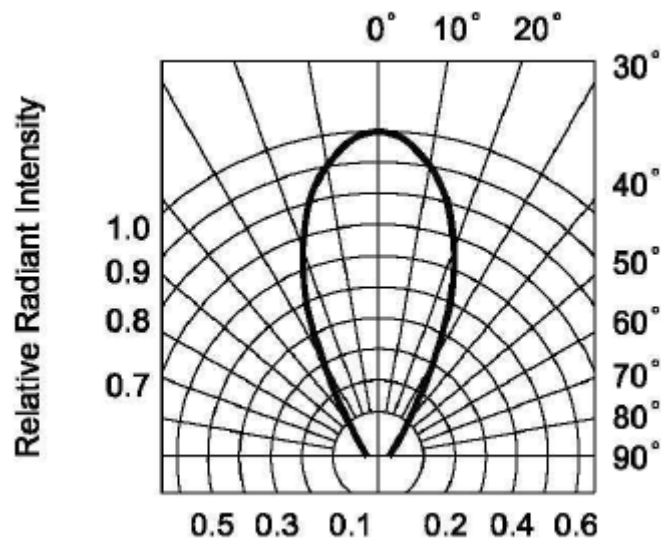


Figura 9. Patrón de intensidad radiante del LTE - 1653K.

4.2. RECEPTOR ÓPTICO:

Para esta sección, se hace estrictamente indispensable la utilización de un fotodiodo sensible a una amplia gama de longitudes de onda, que le permita ser capaz de adquirir las señales tanto de la luz roja como de la infrarroja; por ello se implementa con el [PNZ334.pdf], del fabricante Panasonic, que sobresale para esta aplicación por los siguientes motivos:

- Potencia de disipación de 100 mW.
- Alta velocidad de respuesta.
- Sensibilidad espectral apropiada. Posee la ventajosa característica de que para las dos longitudes de onda utilizadas para el diseño, presenta el mismo porcentaje de sensibilidad relativa (aprox. 78%), lo que se ve reflejado en la

utilización de menos componentes, al no tener que adicionar circuitos de control o de acondicionamiento para compensar dichas diferencias.

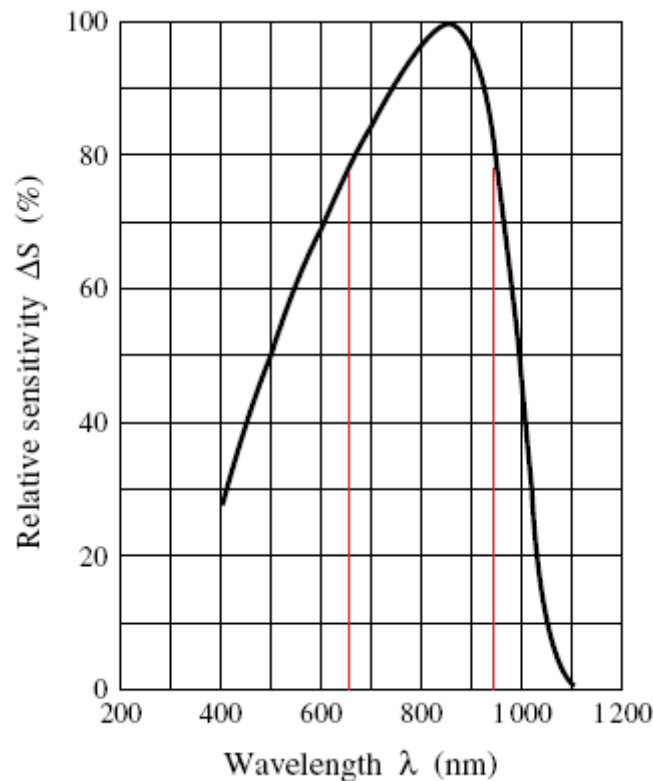


Figura 10. Sensibilidad espectral del PNZ334.

4.3. MICROCONTROLADOR:

Para la elección del motor central del sistema, se han tenido como referencia los microcontroladores de la familia MPS430x4xx del fabricante Texas Instruments, que destacan por su utilización en aplicaciones médicas en dispositivos portátiles [12]; optando en concreto por el [MSP430FG437.pdf], ya que gracias a su amplia variedad de módulos incorporados, dota al sistema con la versatilidad suficiente para lograr un desempeño eficiente en todos los procedimientos que interviene. Dentro de sus múltiples características, cabe destacar las que aportan simplicidad como parte del proceso de control para las posteriores etapas:

- Arquitectura RISC de 16 bits.
- Dispone de seis puertos de entrada/salida (P1...P6), de 8 bits cada uno.

- Rango de voltaje de alimentación apropiado, de 1,8v a 3,6 v.
- Consumo de potencia bajo, en modo activo puede estar alrededor de 300 μ A, lo que contribuye a prolongar la vida de la batería de alimentación.
- Conversor A/D de 12 bits con referencia interna.
- Temporizadores con la capacidad de capturar y comparar registros.
- Controladores para módulos de visualización.
- Soporta comunicación SPI con un mínimo desarrollo de software.

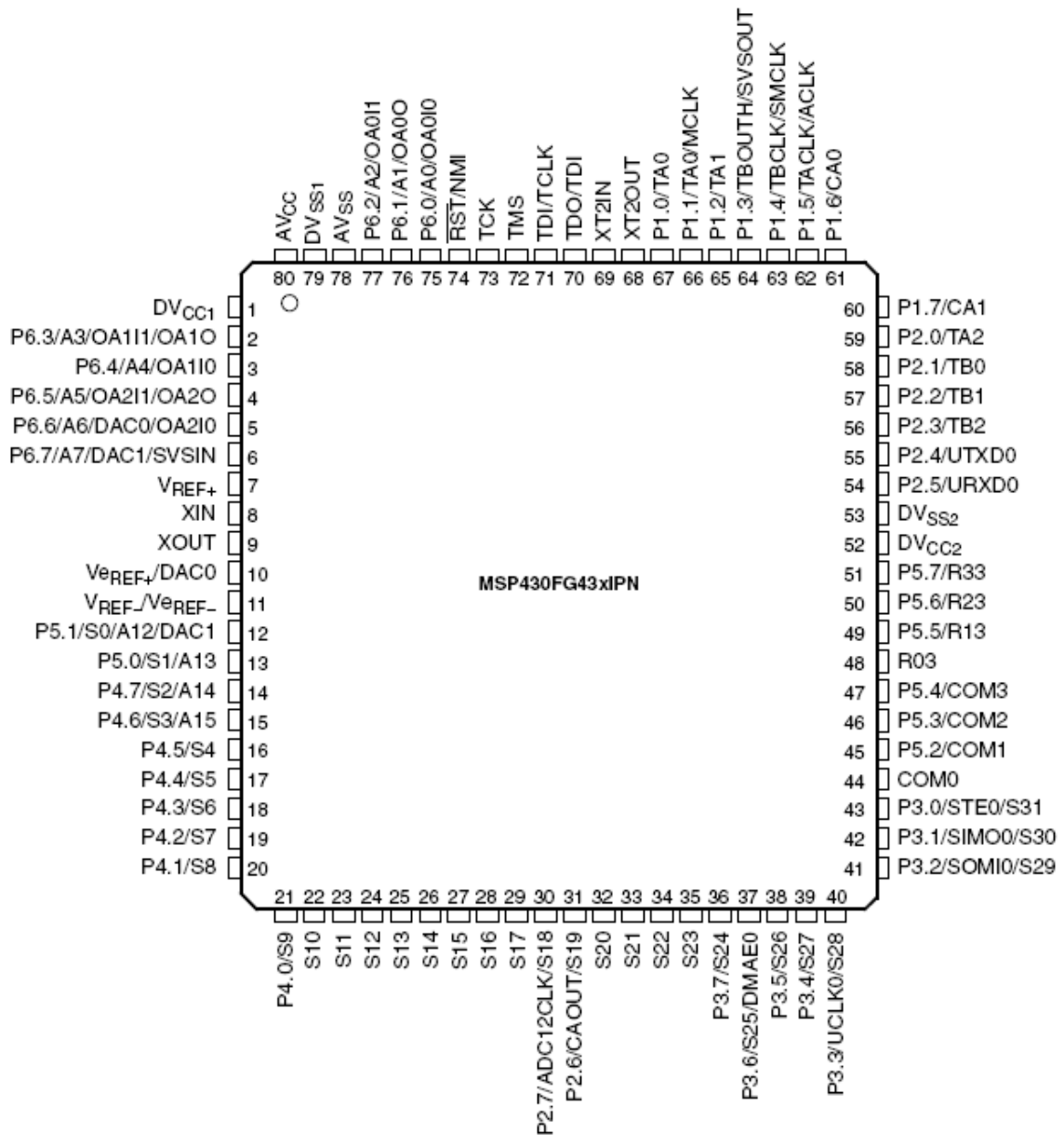


Figura 11. Configuración de pines del microcontrolador MSP430FG437.

4.4. CONTROLADOR DE LEDS:

Este bloque tiene como fin encargarse del control de la activación de los LEDs, y se diseña empleando una configuración denominada “puente H”, que está formada por un par de transistores complementarios como elementos de conmutación, para los cuales se propone el uso de los [2N3906.pdf] para los PNP y los [2N3904.pdf] para los NPN, del fabricante Fairchild, con características y respuestas adecuadas para su utilización como interruptores. Por seguridad, se sugiere incluir en el circuito una resistencia de “pulldown” (5k Ω) en la base de cada transistor NPN, como medida de respaldo para asegurar de que el transistor está apagado cuando no es seleccionado por la señal de control.

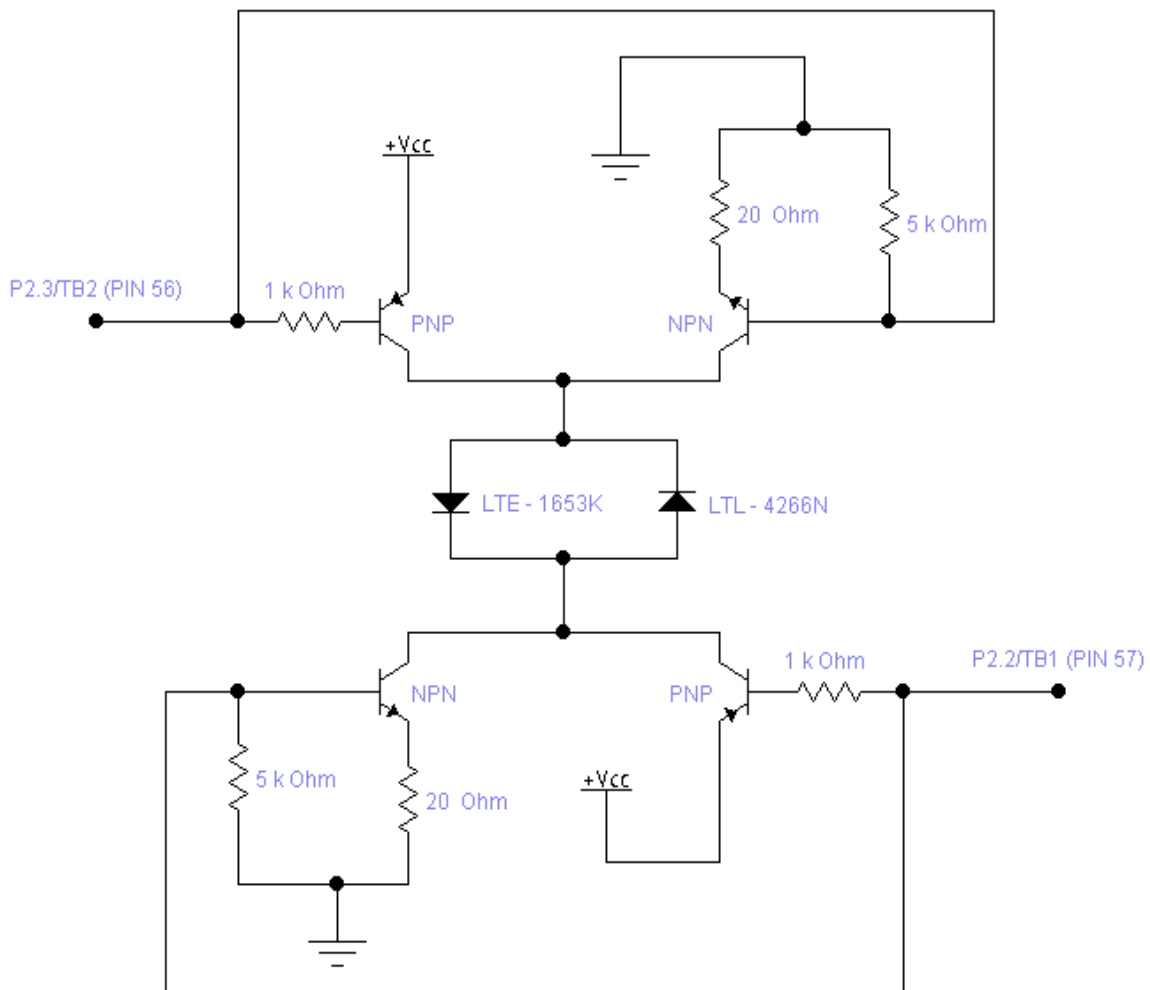


Figura 12. Circuito propuesto para la excitación alternada de los diodos emisores de luz.

[controladordeleds.ewb]

Dado que se aplicarán pulsos en ambas fuentes de luz, con un único receptor, se hace necesaria la multiplexación de las señales en el tiempo, garantizando exclusividad mutua para cada una de ellas, por ello se hace necesaria la creación de tres estados:

LED ROJO ON, LED INFRAROJO OFF

LED INFRAROJO ON, LED ROJO OFF

LED ROJO OFF, LED INFRAROJO OFF

Gracias a la configuración del circuito expuesto, se garantiza que no existe la posibilidad de que los dos emisores estén encendidos al mismo tiempo. El microcontrolador será el encargado de controlar la multiplexación, destinando dos pines del puerto P2, pin 57 (P2.2/TB1) y 56 (P2.3/TB2), para la programación de los temporizadores; sugiriéndose que los dos emisores sean multiplexados 500 veces por segundo, con anchos de pulso de 380 μ s, tal y como se observa en la siguiente figura:

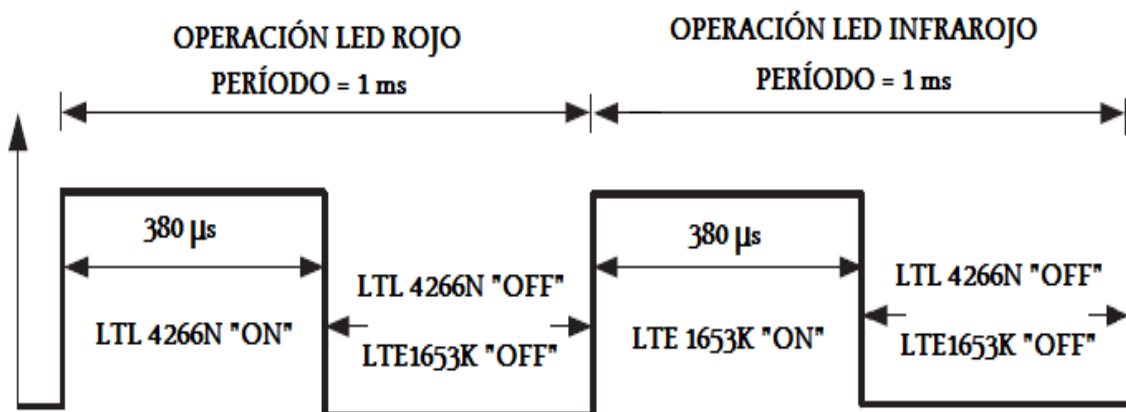


Figura 13. Señales de control para la excitación de los LEDs.

4.5. CONVERTOR DE CORRIENTE A VOLTAJE:

Para esta fase del diseño, se emplea el circuito integrado [*OPA380.pdf*] de Texas Instruments, que es un amplificador de transimpedancia, ideal para aplicaciones con fotodiodos por su alta precisión y velocidad en la conversión de corriente a voltaje. Además dentro de sus ventajas, encontramos dos que son de mucha importancia, y que merece la pena destacar:

- Alimentación con una única fuente (+V). Característica vital, ya que la mayoría de amplificadores operacionales, debido a su principio de funcionamiento, se deben energizar con dos fuentes o una fuente dual, lo que para este diseño, no sería posible.
- Simplemente con agregar un componente externo, R_f , controlamos la proporción de la conversión, que para este caso, se decide un valor de $1\text{ K}\Omega$, pretendiendo que los pocos nanoamperios (nA) adquiridos por el fotodiodo, se conviertan en tensiones del orden de los microvoltios (μV).

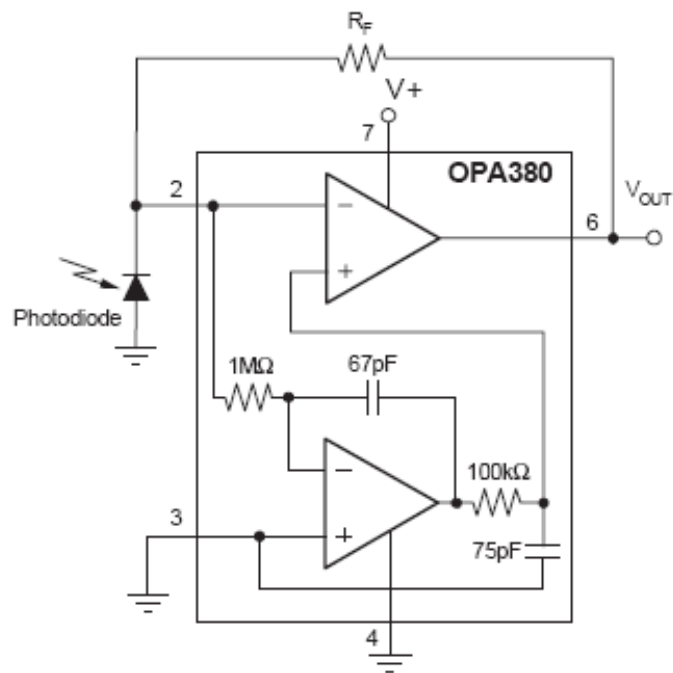


Figura 14. Configuración interna del OPA380.

4.6. MUESTREO Y RETENCIÓN:

Una vez en este punto, la señal multiplexada captada por el fotodiodo, debe ser demultiplexada por dos circuitos, en dos canales independientes capaces de reconstruir las formas de onda provenientes de cada emisor; para ello se propone utilizar una configuración con un amplificador operacional, un condensador y un MOSFET canal n; su funcionamiento consiste en accionar bajo el control de las mismas señales empleadas para la excitación de los LEDs la conmutación (pines 57 (P2.2/TB1) y 56 (P2.3/TB2)), asegurando sincronización en la activación del LED correspondiente en el

mismo instante, lo que permite el paso de la señal durante ese período, pero con la facultad de mantenerlo a través del capacitor C durante el tiempo restante. Como elemento de conmutación, se usa el [BS170.pdf] de Fairchild, que proporciona un rendimiento sólido y fiable en este tipo de aplicaciones, permitiendo su control con pequeñas señales de voltaje; y para el caso del amplificador operacional, se implementa usando el circuito integrado [TLC27M4.pdf] de Texas Instruments, que al igual que en el caso del conversor de corriente a voltaje, se polariza con una sola fuente, y destaca por un par de características, que hacen conveniente su incorporación dentro del prototipo a diseñar:

- Bajo consumo de potencia. Gracias a ser un componente de la categoría LinCMOS, permite combinar las características de la alta velocidad de los amplificadores operacionales con la baja corriente de consumo y bajo ruido.
- Varios amplificadores operacionales por encapsulado. Así de esta forma para filtrar y amplificar de forma independiente las señales de cada longitud de onda, solo debemos agregar elementos pasivos, sin aumentar considerablemente los componentes de hardware.

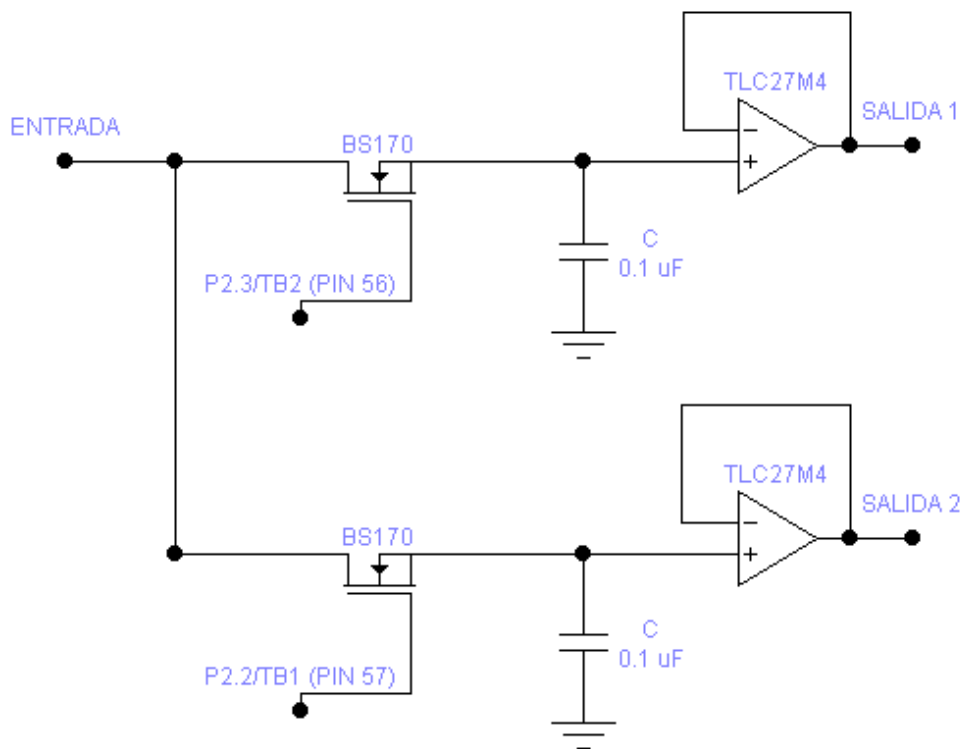


Figura 15. Circuitos de muestreo y retención.
[muestreoyretención.ewb]

4.7. PREAMPLIFICACIÓN:

Una vez que las señales han sido capturadas por los bloques de muestreo y retención, se destinan a los mismos circuitos de amplificación y filtrado, pero de manera independiente, aprovechando dicha circunstancia para crear puntos de control, que permitan garantizar que las formas de onda se encuentran en condiciones óptimas para ser enviadas posteriormente al microcontrolador. Así, de esta manera, con la ayuda de un osciloscopio, se puede verificar visualmente, si cada etapa cumple los requerimientos para los que fue diseñada, permitiendo en caso de ser necesario, realizar los ajustes pertinentes a la hora del montaje.

Una vez tenemos una señal de tensión, se debe llevar a cabo una primera etapa de amplificación, ya que la componente variable en el tiempo sigue siendo muy pequeña en comparación a la continua, para lo cual se propone un modelo de amplificador no inversor, calculado con una ganancia de 26:

$$\text{Ganancia (preamplificación)} = (2 + 50) \text{ K}\Omega / (2) \text{ K}\Omega$$

$$\text{Ganancia (preamplificación)} = 26$$

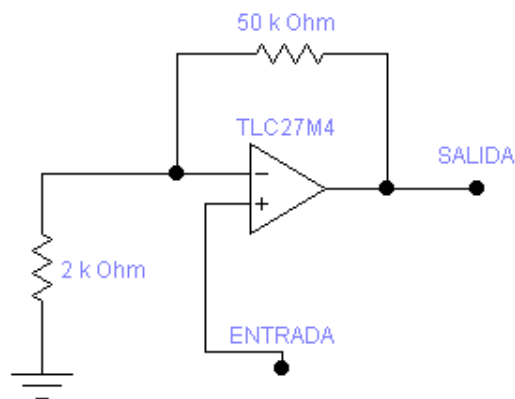


Figura 16. Circuito preamplificación.

[preamplificación.ewb]

4.8. FILTRADO:

Teniendo en cuenta un rango de pulsaciones por minuto razonable, que pueden oscilar entre 30 - 300, se define la correspondencia a un ancho de banda de 0,5 Hz a 5 Hz, lo cual se convierte en el respaldo teórico para determinar las frecuencias de corte

de los filtros a diseñar. En esta etapa cabe resaltar, que las mayores fuentes de ruido e interferencia para este modelo están relacionadas con las que afectan directamente la medición hecha por el fotodiodo, así que se debe asegurar una buena ubicación del sensor dentro del sistema, que lo proteja de fuentes externas directas, que puedan alterar el buen desempeño del esquema propuesto.

FILTRO PASABAJOS: Tiene como fin eliminar las componentes de mayor frecuencia, que no corresponden al espectro deseado, considerándose suficiente con la implementación de un filtro pasivo RC, ya que gracias a su baja pendiente, nos garantiza que no existen pérdidas representativas de señal.

$$f_c = 5 \text{ Hz}$$

$$f_c = 1 / (2 \cdot \pi \cdot R \cdot C)$$

Para un $C = 10 \mu\text{F}$, tenemos

$$R = 1 / (2 \cdot \pi \cdot 5 \cdot (10 \mu\text{F})) = 3,183 \text{ K}\Omega$$

Como es un valor de resistencia no comercial, en su lugar se utiliza una de $3,3 \text{ K}\Omega$, lo cual no tiene una repercusión considerable y si proporciona simplicidad para su montaje.

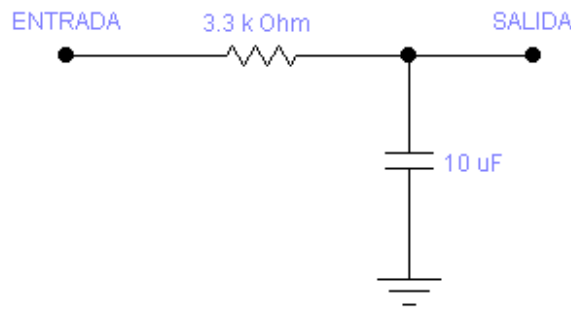


Figura 17. Circuito filtro pasabajos.

[filtropasabajos.ewb]

FILTRO NOTCH: Siendo conocedor de que el filtro pasabajos atenúa la señal de 50 Hz, se cree necesario adicionalmente diseñar un filtro de muesca con el fin de eliminar el ruido y la interferencia a la frecuencia de la red; se sugiere un circuito que utiliza un solo amplificador operacional, que en la práctica consigue óptimos resultados para la función designada, máxima atenuación para la frecuencia $f(0)$.

$$f(0) = 50 \text{ Hz}$$

$$f(0) = 1 / (2 \cdot \pi \cdot R \cdot C)$$

Si $R = R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R_5$, y $C = C_1 = C_2$

Para un $C = 4,7 \mu\text{F}$, tenemos

$$R = 1 / (2 \cdot \pi \cdot 50 \cdot (4,7 \mu\text{F})) = 677 \Omega \approx 680 \Omega \text{ (valor comercial)}$$

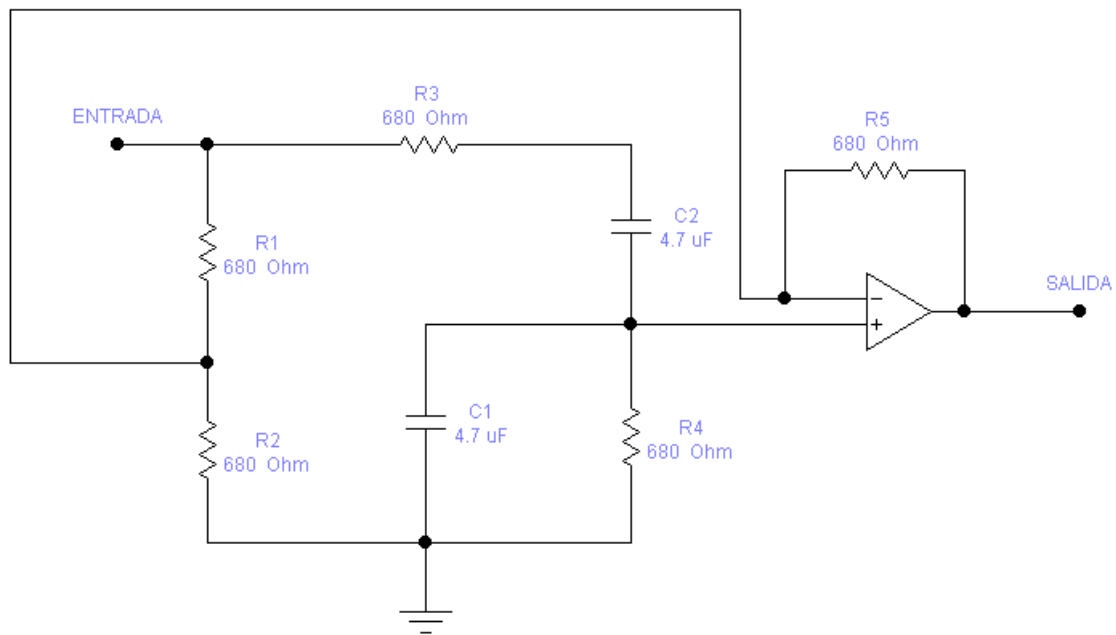


Figura 18. Circuito filtro notch.
[filtronotch.ewb]

FILTRO PASAALTOS: Se suele implementar antes de la etapa de amplificación y tiene como finalidad desacoplar el nivel continuo de la señal, así que como se mencionó anteriormente, los componentes que lo conforman se calculan teniendo como frecuencia de corte $f(l) = 0,5 \text{ Hz}$.

$$f(l) = 0,5 \text{ Hz}$$

$$f(l) = 1 / (2 \cdot \pi \cdot R \cdot C)$$

Para un $C = 100 \mu\text{F}$, tenemos

$$R = 1 / (2 \cdot \pi \cdot 0,5 \cdot (100 \mu\text{F})) = 3,183 \text{ K}\Omega$$

Bajo el mismo concepto que en filtro pasabajos, se toma el valor comercial de resistencia de 3,3 K Ω

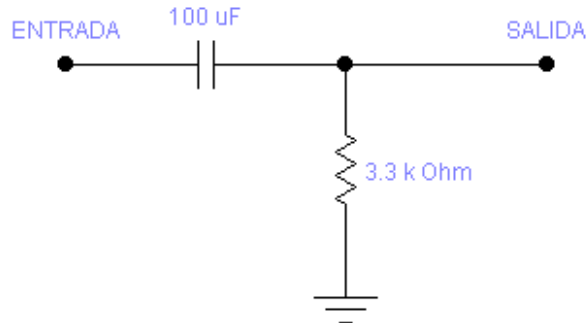


Figura 19. Circuito filtro pasaaltos.
[filtropasaaltos.ewb]

4.9. AMPLIFICACIÓN:

Al igual que en la etapa de preamplificación, se implementa un amplificador no inversor, pero calculado para una ganancia de 52, que se estima suficiente para su posterior conversión análogo/digital.

$$\text{Ganancia (amplificación)} = (1 + 51) \text{ K}\Omega / (1) \text{ K}\Omega$$

$$\text{Ganancia (amplificación)} = 52$$

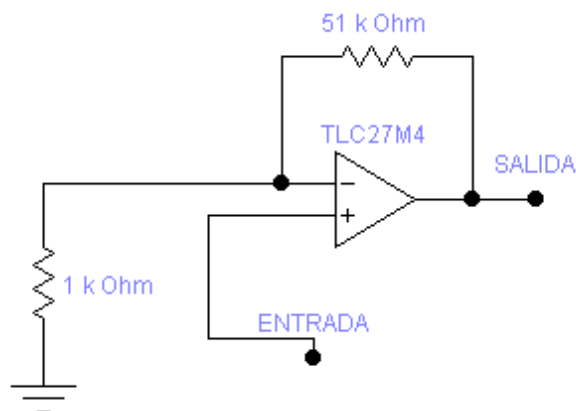


Figura 20. Circuito amplificación.
[amplificación.ewb]

4.10. CONVERSOR ANÁLOGO-DIGITAL:

Llegados a esta fase, debemos centrar nuestra atención, en verificar las formas de onda resultantes del conjunto de etapas anteriores, garantizando señales de calidad justo antes de la conversión A/D, ya que de no ser así, el diseño teórico posterior carece de validez, al manipular informaciones erróneas, que harán perder la fiabilidad del sistema propuesto. Se hace uso del módulo de conversión del microcontrolador, el ADC12, que tiene una resolución del orden de los 12 bits, permitiendo 4096 pasos dentro del rango de voltajes censado, lo que se considera suficiente para la aplicación destinada. Dentro de las ventajas que lo hacen imprescindible en el proyecto, sobresale el permitir la conversión, el control y el almacenamiento de manera independiente, de las muestras obtenidas a la salida de los dos circuitos de amplificación (rojo, infrarojo), para lo cual, se destinan y configuran como entradas análogas al ADC, los pines 75 y 76 del puerto P6 (P6.0/A0, P6.1/A1); estableciendo a través del temporizador de muestreo interno, una frecuencia de 500 Hz para cada señal, con activación automática, permitiendo almacenar los datos resultantes en los registros ADC12MEMx.

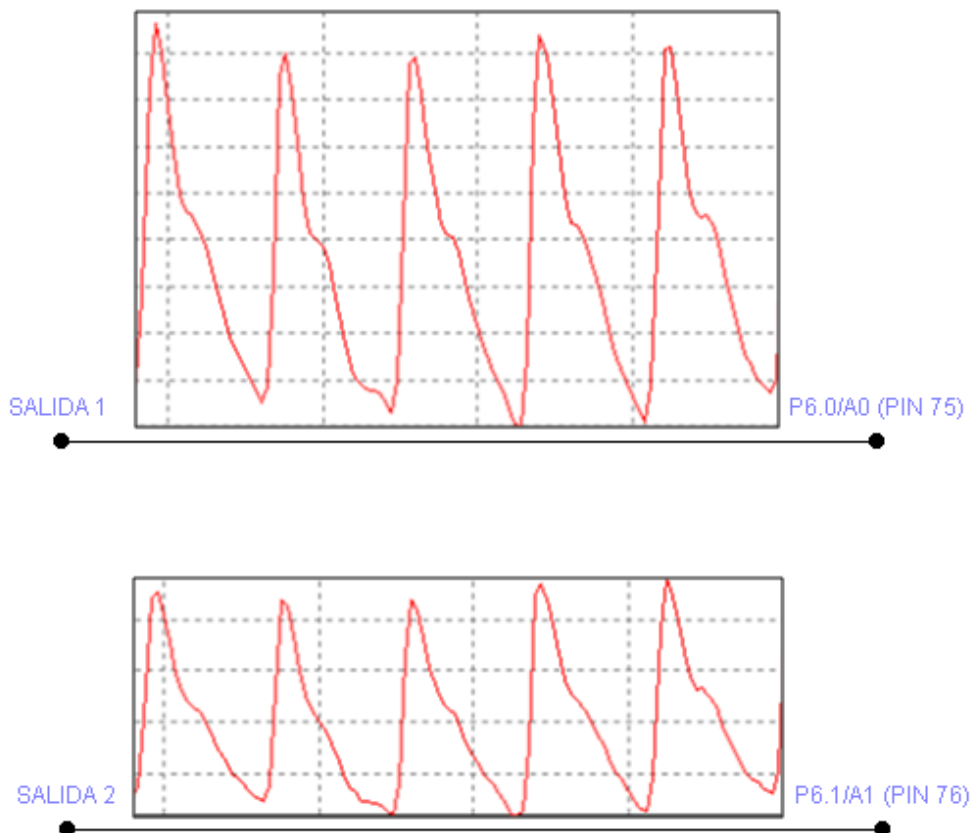


Figura 21. Señales pulsátiles típicas de entrada a la etapa de conversión análogo/digital.

4.11. CÁLCULO DE PULSACIONES POR MINUTO:

Una vez digitalizada y almacenada la información en los respectivos registros, se deben realizar los procedimientos matemáticos respectivos para calcular las dos variables requeridas. En el caso de las pulsaciones por minuto, se utiliza una sola de las señales, se propone la de luz roja, teniendo como respaldo, la recomendación de una de las citas bibliográficas analizadas [13], que según resultados experimentales asegura que es la que posee una mayor amplitud. El método más confiable utilizado, tiene como eje principal, el identificar los picos individuales que se corresponden con los latidos del corazón, y generar una variable que cuente el número de muestras en cierta cantidad de latidos, considerándose que para este caso, tres es un cifra razonable, y así de esta manera aprovechando que se conoce el valor de la tasa de muestreo (500), con un pequeño desarrollo de software en el MSP430FG437, se implementa la siguiente ecuación matemática:

$$\text{BPM} = \left(\frac{500 \times 60}{(\text{número de muestras contadas}) / 3} \right) \quad (\text{Ecuación 4})$$

4.12. CÁLCULO DEL %SpO2:

Partiendo de la formula empírica clínica que relaciona el ratio (R) con la saturación de oxígeno (Ecuación 3), se tiene claro que se hace necesario elaborar un algoritmo de calibración “in vivo” que permita calcular los coeficientes a y b, para garantizar que el dispositivo planteado proporciona lecturas precisas. Para dicho proceso, el protocolo a seguir consiste en crear una base de datos, de mediciones realizadas por un cooxímetro o un pulsioxímetro calibrado, realizando algunos experimentos utilizando diferentes muestras, y recopilando los correspondientes valores para R y %SpO2; realizado dicho procedimiento, los coeficientes a y b se pueden determinar mediante la realización del ajuste lineal de los valores de R usando el método de mínimos cuadrados, quedando definidos por las siguientes ecuaciones:

$$a = \frac{\sum_{i=1}^n S_i \sum_{i=1}^n R_i^2 - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n R_i S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \quad (\text{Ecuación 5})$$

$$b = \frac{n \sum_{i=1}^n R_i S_i - \sum_{i=1}^n R_i \sum_{i=1}^n S_i}{n \sum_{i=1}^n R_i^2 - (\sum_{i=1}^n R_i)^2} \quad (\text{Ecuación 6})$$

Donde S_i es el valor del %SpO2 medido por el oxímetro de pulso calibrado o el cooxímetro, R_i es el ratio medido al correspondiente valor S_i , y n es el número de mediciones. Una vez se ha completado y comprobado el proceso de calibración, se crea una función para determinar el valor máximo (max) y mínimo (min) de los picos de cada una de las señales en un intervalo, logrando determinar la muestra más grande y la más pequeña en un determinado periodo de tiempo; precisados dichos valores, posteriormente se implementa otra función, que con los datos obtenidos, calcule el voltaje pico a pico de la señal, y así poder aplicar la siguiente ecuación matemática, para obtener el valor eficaz de las componentes AC de las señales provenientes de las diferentes longitudes de onda:

$$V(\text{rms}) = 0,5 \left(\frac{V_{pp}}{\sqrt{2}} \right) \quad (\text{Ecuación 7})$$

Para obtener el valor de R , se crea una tabla de referencia que contenga los resultados logarítmicos, para el cálculo del \log_{10} de las correspondientes tensiones RMS recibidas por cada LED; y como a estas alturas ya conocemos el valor de los coeficientes, simplemente empleamos la (Ecuación 3), la cual nos permite relacionar R , a y b para calcular finalmente el valor del %SpO2. Se considera indispensable, que una vez almacenados los valores calculados para BPM y %SpO2, se promedie las últimas cinco medidas registradas, con el único fin de evitar suministrar posibles informaciones falsas.

4.13. VISUALIZACIÓN:

Para las pantallas de visualización del valor calculado del %SpO2 y de las pulsaciones, se ha descartado el uso de pantallas LCD, ya que dificultan una buena lectura según ciertas condiciones de luz, y se decide hacer uso de la simplicidad de funcionamiento de los LEDs numéricos de ánodo común, con potencias de disipación muy bajas, y con tamaños similares y apropiados para su montaje dentro de la carcasa del prototipo. A pesar de que los dos “displays” escogidos destacan por permitir multiplexar sus entradas para el control de los diferentes dígitos, lo que de por si conlleva a un ahorro de conexiones cercano al 50%, es bien sabido que este tipo de elementos cuenta con muchos pines para su controlar su funcionamiento, lo cual es considerado y valorado, pero totalmente respaldado, ya que tenemos un microcontrolador robusto, de seis puertos con configuración de ocho entradas/salidas para cada uno de ellos, así que gracias a ello, se descarta el uso de integrados adicionales para controlar la visualización. Serán dispositivos del fabricante ROHM Semiconductor, de color verde que permiten una buena lectura, y con conexiones físicas a los puertos P4 (pines 14...21), P5 (pines 12,13,45...47,49...51) y P6 (pines 2...6) del microcontrolador MSP430FG437, que tendrán como objetivo ser los encargados de su correcta manipulación. En el caso de la saturación de oxígeno, se usa el [LB-302MF.pdf], que posee la siguiente distribución eléctrica:

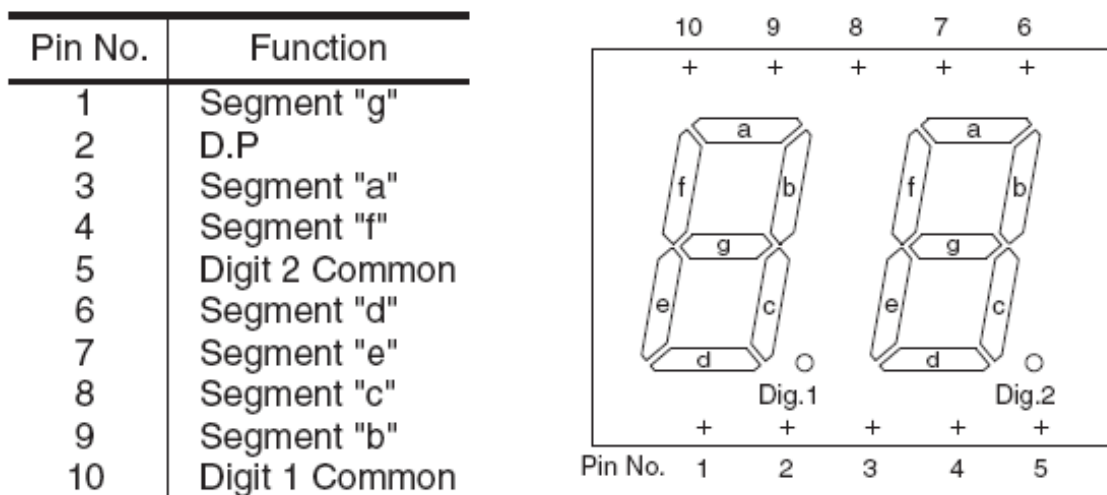


Figura 22. Asignación de pines del LED numérico de dos dígitos LB-302MF.

El procedimiento para dirigir con el microcontrolador estos dispositivos es muy sencillo, básicamente se fundamenta en dos aspectos, el primero es crear una tabla en la que se definan los correspondientes segmentos que se deben energizar para hacer posible la representación visual de cada número; y el segundo en identificar los pines Digit (X) Comm, que son los que permiten multiplexar las señales enviadas, administrando el encendido de cada dígito en diferentes intervalos de tiempo, con resultados imperceptibles para el ojo humano. Para el caso de la visualización del número de pulsaciones por minuto (BPM), teniendo en cuenta su rango de medición, se destina utilizar el [LB-303MA.pdf], que posee similares características, pero con la diferencia de que es de tres dígitos, y tiene la siguiente configuración:

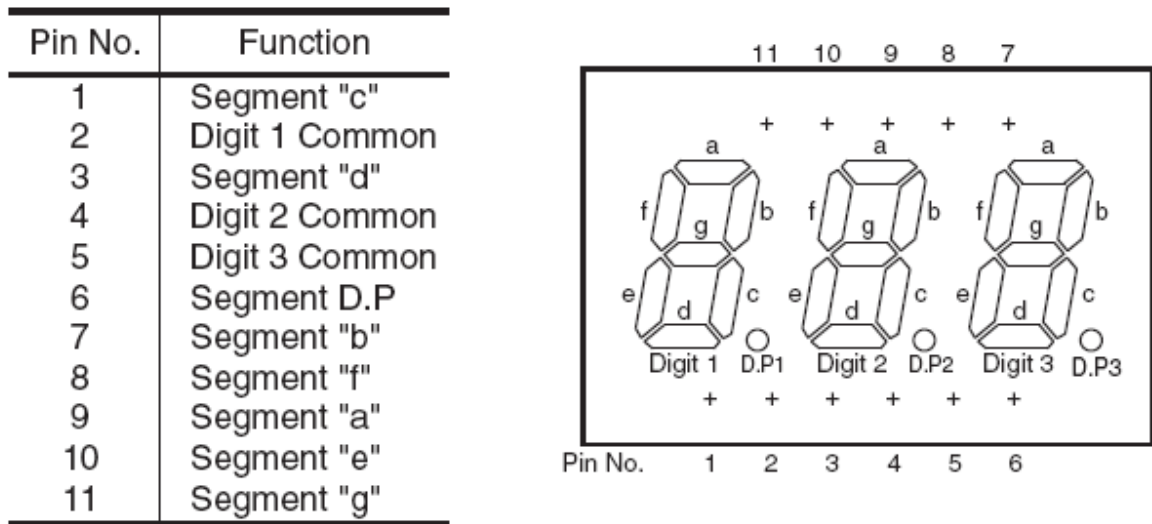


Figura 23. Asignación de pines del LED numérico LB-303MA.

4.14. INTERFAZ CON TARJETA SD:

La tarjeta SD es una memoria flash diseñada para cumplir con los requerimientos de seguridad, capacidad y desempeño, como soporte de almacenamiento en dispositivos portátiles, razón por la cual surge la idea de incorporar al pulsioxímetro una interfaz de lectura/escritura que haga posible la comunicación entre los mismos para conseguir almacenar información, con la idea de generar un registro de los datos de tendencia adquiridos con el instrumento según las necesidades de cada paciente; además, dentro de su rango de voltaje de alimentación (2,7v a 3,6v) se encuentra el que

suministra energía a todo el sistema (3v), con lo cual no hace falta implementar circuitos adicionales para dicho fin.



Figura 24. Configuración de pines de la tarjeta SD.

La comunicación con la tarjeta SD se basa en una interfaz de 9 pines, soportando 2 modalidades de comunicación, el modo SD y el modo SPI; el primero consta de una señal de reloj, una señal de comandos, 4 señales de datos y 3 señales de alimentación; y por su parte el segundo, funciona de acuerdo al estándar, con 2 señales de alimentación, una señal de reloj, 2 señales de datos y una señal de control.

| Pin | Name | Function (SD Mode) | Function (SPI Mode) |
|-----|----------|--------------------|--|
| 1 | DAT3/CS | Data Line 3 | Chip Select/Slave Select (\overline{SS}) |
| 2 | CMD/DI | Command Line | Master Out Slave In (MOSI) |
| 3 | VSS1 | Ground | Ground |
| 4 | VDD | Supply Voltage | Supply Voltage |
| 5 | CLK | Clock | Clock (SCK) |
| 6 | VSS2 | Ground | Ground |
| 7 | DAT0/DO | Data Line 0 | Master In Slave Out (MISO) |
| 8 | DAT1/IRQ | Data Line 1 | Unused or IRQ |
| 9 | DAT2/NC | Data Line 2 | Unused |

Tabla 1. Asignación de pines de la tarjeta SD para las modalidades de comunicación SD y SPI.

Se opta por elegir el modo SPI (Serial Peripheral Interface), ya que es muy popular para la conexión de dispositivos periféricos con microcontroladores, y en este caso, el

encapsulado utilizado posee integrada una interfaz para esta modalidad, lo que simplifica y facilita el desarrollo considerablemente. Para proporcionar el bus SPI se utilizan cuatro pines del microcontrolador, tres se configuran como periféricos para utilizar el hardware integrado dentro del MSP430FG437 (P3.1, P3.2 y P3.3), y uno como salida (P3.4), dado que es el destinado a ser utilizado como señal de control para habilitar la tarjeta SD. Dada la inclinación por seleccionar esta opción, existen pines que no se usan, así que por restricciones físicas de la tarjeta, el fabricante recomienda utilizar resistencias de “pull-up” (5KΩ), al igual que de la misma manera, Texas Instruments, lo recomienda para la salida de datos SPI denominada SIMO0 del microcontrolador.

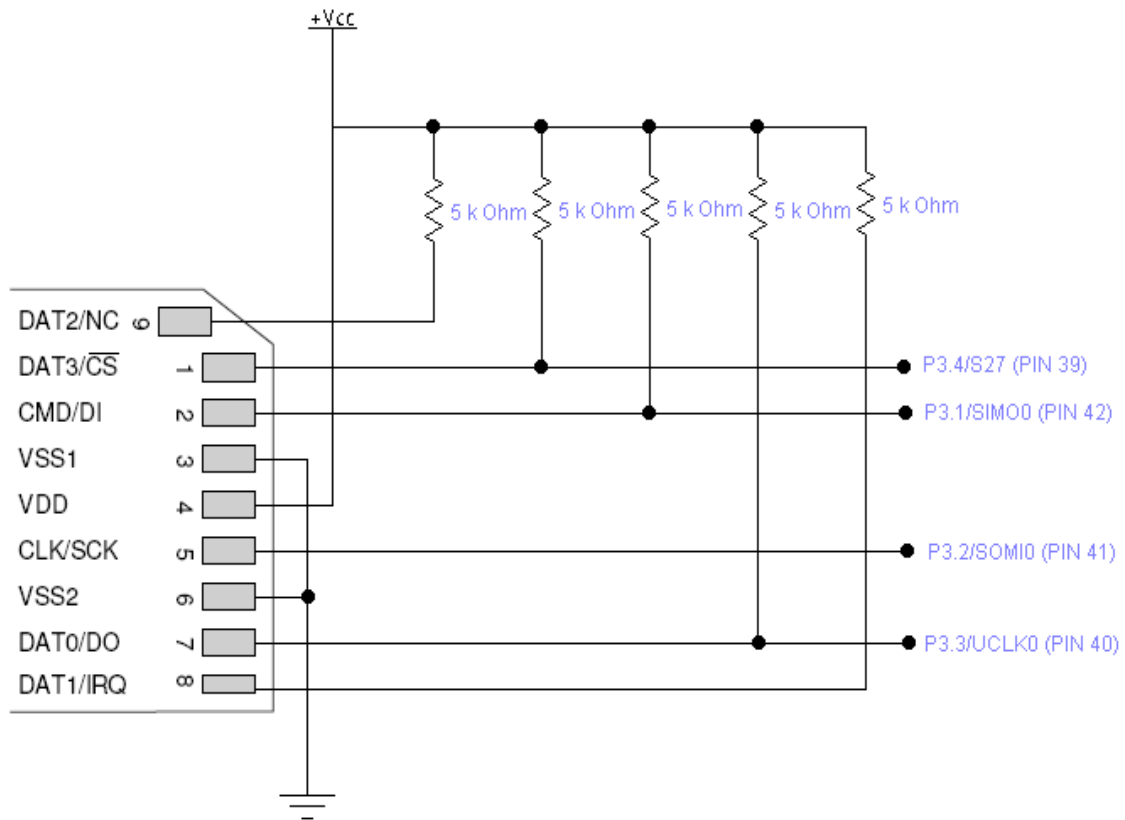


Figura 25. Interfaz eléctrica de la tarjeta SD con el microcontrolador MSP430FG437.

Con el fin de incorporar el módulo propuesto (MSP430FG437 – SD) al pulsioxímetro, se ve de utilidad el incluir en el diseño un “socket” para la tarjeta, con el fin de proporcionar una carcasa metálica para la inserción de la misma, que permita el acceso a los nueve pines, y dote al sistema con la capacidad de detectar

eléctricamente si existe una tarjeta insertada o no. Para ello, se decide hacer uso de la de referencia [AXA2R73061.pdf], que es un tipo estandar “push-push” del fabricante Panasonic.

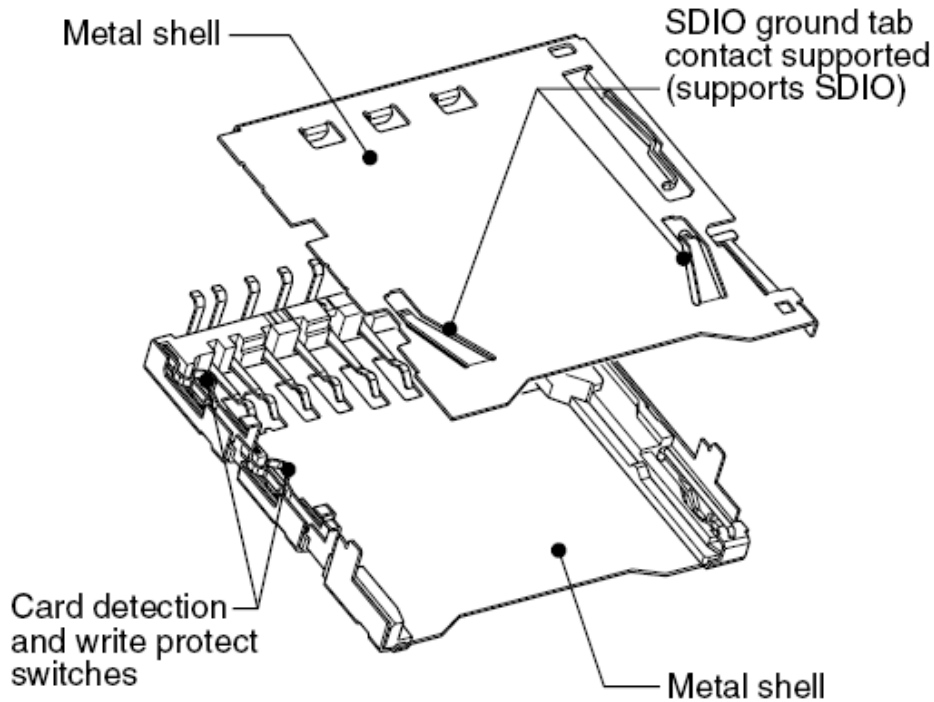


Figura 26. Estructura del socket AXA2R73061.

4.15. ALMACENAMIENTO DE DATOS DE TENDENCIA EN TARJETA SD:

Tomando como referencia la característica del robusto y compacto pulsioxímetro comercial N-560 (precio \approx \$1300) para almacenar e imprimir los datos de tendencia de los pacientes, en aplicaciones para una gran variedad de departamentos hospitalarios, tales como los de cuidados generales, quirófanos, intervenciones especiales, cuidados intensivos, laboratorios de sueño, instalaciones de enfermería especializada y centros para enfermedades subagudas; se plantea la idea de dotar al sistema que se propone en el diseño con un procedimiento similar, capaz de proporcionar las mismas ventajas, pero en un pulsioxímetro de dedo, a muy bajo costo, aprovechando la interfaz con la tarjeta SD mencionada anteriormente.

| N-560 VERSION 1.00.00 TREND SpO2 Limit: 80-100% PR Limit: 40-170 bpm | | | |
|--|-------|---------|----|
| ADULT | | 0 SAT-S | |
| TIME | %SpO2 | BPM | PA |
| 02-Jan-06 21:30:05 | 98 | 110 | 53 |
| 02-Jan-06 21:30:09 | 95 | 110 | 51 |
| 02-Jan-06 21:30:13 | 93 | 115 | 50 |
| 02-Jan-06 21:30:17 | 91 | 118 | 49 |
| 02-Jan-06 21:30:21 | 85 | 122 | 47 |
| 02-Jan-06 21:30:25 | 80 | 124 | 42 |
| 02-Jan-06 21:30:29 | 78* | 125 | 41 |
| 02-Jan-06 21:30:33 | 78* | 127 | 41 |
| Output Complete | | | |

Tabla 2. Impresión de los datos de tendencia del pulsioxímetro compacto N-560.

El funcionamiento sugerido, incluyendo las variaciones pertinentes tiene la siguiente estructura: En primera lugar se considera trabajar con documentos .txt, ya que facilita su posterior manipulación en cualquier tipo de software, y lleva consigo la ventaja de evitar tener que implementar un desarrollo de software adicional (driver) para la descarga de datos o comunicación con el PC, así que la primera fila incluye solamente los datos personales del paciente que se estimen necesarios, tales como nombre, número de historia clínica, etc; posteriormente, la segunda fila se establece al seleccionar un modo de operación (MODE), que se elige con una serie de pulsadores (configurados a un par de pines del puerto P1), situados en la cara superior del prototipo, los cuales están estructurados previamente por software en la memoria del microcontrolador, lo que permite en cualquier situación de mejora del sistema, ampliar su cobertura de trabajo haciendo modificaciones con pequeñas variaciones de código en el programa, sin necesidad de agregar componentes de hardware. Se dispone en principio de 5 modos, identificados cada uno con una letra, los cuales tienen como fin, la activación de las correspondientes alarmas, según se consideren convenientes los límites inferiores del %SpO2 para la patología, gravedad o condición física de los pacientes.

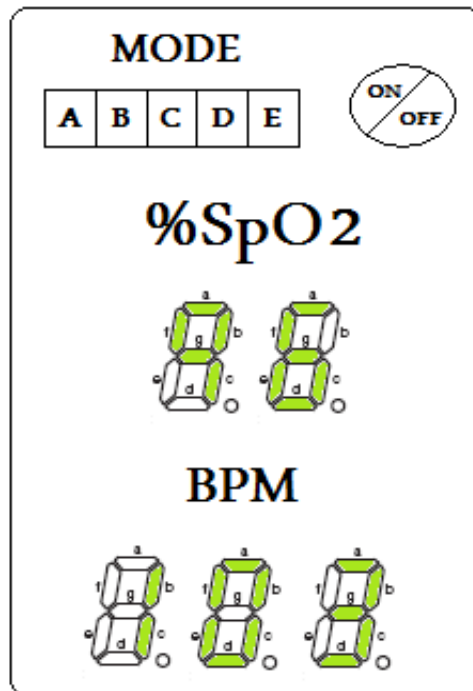


Figura 27. Vista superior del pulsioxímetro de dedo propuesto.

Una vez se ha seleccionado el modo de trabajo (MODE), éste ocupa la segunda fila del archivo, y destaca su relevancia, en el momento en que se quiera manipular la información recopilada, ya que con identificar una simple letra, el personal médico ya puede situar directamente al paciente dentro de un rango y tipo de enfermedad, lo que facilita notablemente su interpretación y diagnóstico. Las siguientes filas, corresponden a tres columnas, primero tenemos el tiempo (TIME), que para nuestro caso no es la hora en que se realiza el examen o prueba, sino un temporizador interno del MSP430FG437, cuya programación está encaminada a determinar y controlar los intervalos de tiempo en que se almacena la información; y como segunda y tercera columna, el valor calculado para el porcentaje de saturación de oxígeno presente en sangre arterial (%SpO₂) y las pulsaciones por minuto (BPM), respectivamente. Siendo consciente, de que se trata de una primera aproximación a lo que sería una implementación práctica, se quiere resaltar que el desarrollo del controlador para el intercambio de información no es el tema central de éste proyecto, y que por lo tanto se considera un trabajo independiente para futuras investigaciones; pero destacando que se respalda y se fundamenta la viabilidad del procedimiento propuesto, en las características y protocolos que se utilizan en el desarrollo de herramientas de programación para aplicaciones de conectividad y almacenamiento para el microcontrolador de la familia MSP430 [11], en conjunto con el documento anexo del

fabricante SanDisk [10], para el control y manejo de sus tarjetas SD. Así que según los parámetros descritos anteriormente, el archivo esperado tendrá la siguiente organización:

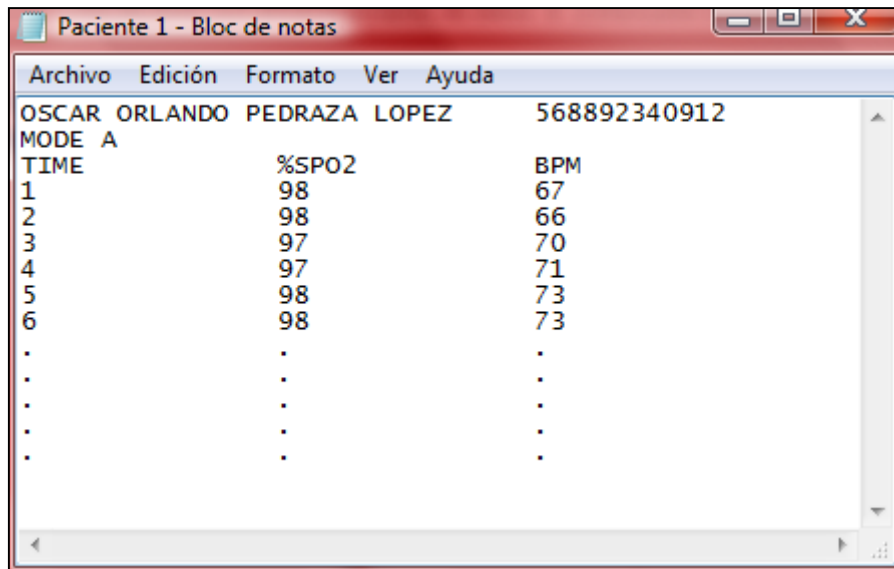


Figura 28. Estructura del archivo deseado con el registro de los datos de tendencia.

4.16. ALARMAS:

Esta etapa se desarrolla únicamente con alarmas sonoras, ya que se considera que las visuales, pueden llevar a confusión, al tener que relacionar variaciones de color con el tipo de prioridad de la alarma, lo cual se ve ineficaz para una interpretación directa de los resultados. Debido a que la propuesta está enfocada al servicio en atención primaria, no se considera como requisito indispensable, el generar alarmas dependientes de las pulsaciones, ya que se estima que su funcionalidad está destinada para aplicaciones en áreas como la anestesiología y los cuidados intensivos, como parte integrada de un monitor de signos vitales, claro está, sin que esto signifique que el diseño planteado no permita su posterior adaptación. La activación de las mismas está controlada por los pines no utilizados del puerto P1, y está directamente ligada al modo de funcionamiento escogido (MODE), ya que al hacer dicha elección, se están estableciendo los límites inferiores del %SpO₂; a manera de ejemplo, se crea una tabla con dos situaciones, con el fin de entender mejor la funcionalidad de los modos, pero sin pretender limitar el dispositivo a solo

ellas. La configuración del modo A esta diseñada para un paciente adulto, sano; y para el modo B, se tiene catalogado a un paciente adulto con una patología pulmonar, lo que hace que sus rangos de saturación de oxígeno en la hemoglobina oxigenada, deban ser diferentes para su interpretación, y posterior toma de decisiones.

| MODE | ALARMA PRIORIDAD MEDIA | ALARMA PRIORIDAD ALTA |
|-------------|-----------------------------------|----------------------------------|
| A | %SpO2 < 97 | %SpO2 < 95 |
| B | %SpO2 < 95 | %SpO2 < 92 |

Tabla 3. Ejemplo de posibles límites inferiores del %SpO2 para la activación de alarmas según el modo seleccionado.

La determinación de la cantidad de modos, y la inclusión o no según las condiciones de cada paciente en uno de ellos, es una cuestión meramente médica, y nuestra labor se centra en trasladar el resultado de dichos estudios a la configuración del microcontrolador.

| Preset Name | Saturation | Pulse Rate |
|--------------------|-------------------|-------------------|
| Normal | 98 % | 55 BPM |
| Weak Pulse | 90 % | 95 BPM |
| Bradycardia | 88 % | 45 BPM |
| Hypoxic | 70 % | 95 BPM |
| Neonate | 90 % | 180 BPM |
| Tachycardia | 85 % | 130 BPM |
| Geriatric | 92 % | 95 BPM |
| Obese | 93 % | 90 BPM |

Tabla 4. Valores nominales de %SpO2 y BPM para diferentes tipos de pacientes.

Se estima que con la activación de dos tipos de alarmas según la prioridad es suficiente, se caracterizan por tener un nivel de volumen fijo, con repeticiones continuas hasta que se alcancen los límites superiores considerados como estables según el caso, y con tonos medios, pero a diferentes frecuencias, 500 Hz para la de prioridad media y 1000 Hz para la de prioridad alta. La señal que las controla, se genera por software usando el microcontrolador, y está conectada a un pequeño circuito de amplificación, formado por tres elementos: una resistencia, un transistor NPN (2N3904, usado en etapas anteriores), y un mini zumbador; para éste último componente, se decide emplear el [CSET05C03-12-4.0F.pdf] del fabricante Endrich, que destaca principalmente por su reducido tamaño (5mm x 5mm x 2mm).

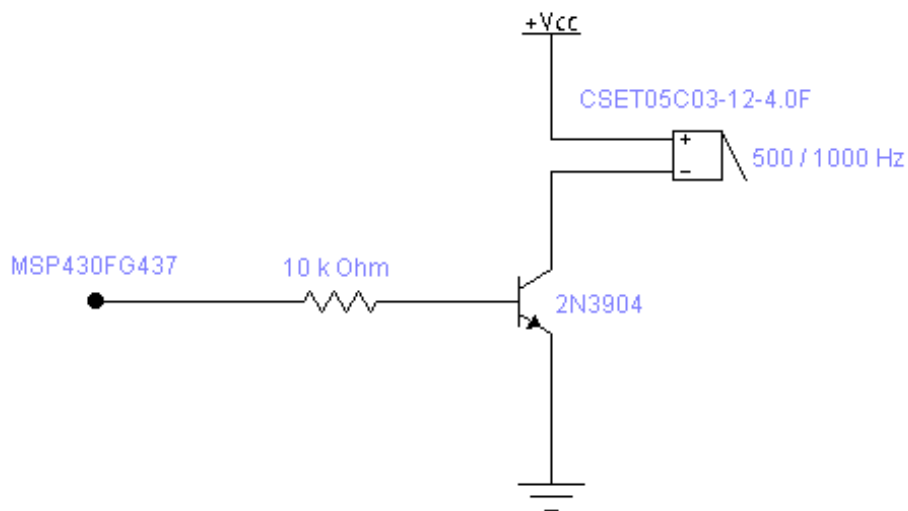


Figura 29. Circuito de amplificación para la activación de las alarmas.

[alarmas.ewb]

4.17. FUENTE DE ALIMENTACIÓN:

Todas las etapas del diseño, están planificadas para ser alimentadas con una fuente única de +3v, suministrada por dos pilas AAA en serie, ya que se consideran elementos de bajo costo, ampliamente disponibles, con tamaño y peso apropiados, y con la capacidad de suministrar la energía suficiente para brindarle al sistema una autonomía considerable. Con el fin de garantizar un voltaje de polarización fijo, sin fluctuaciones que entorpezcan el funcionamiento del prototipo, se ve necesario incorporar un regulador, capaz de mantener una tensión constante, independiente de las posibles variaciones en el voltaje de entrada; se decide utilizar el [ADP123.pdf], del

fabricante Analog Devices, que está diseñado para operar a partir de una tensión de entrada de 2,3v, y que destaca su implementación en equipos portátiles y de instrumentación medica, como las más habituales.

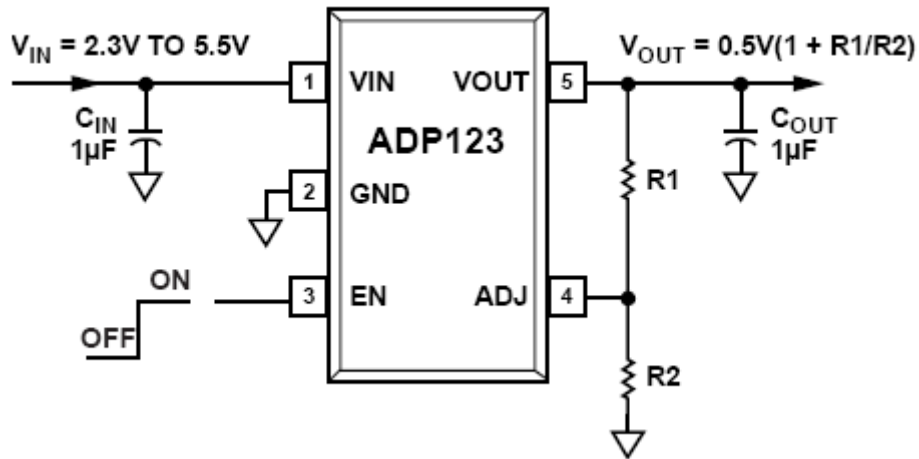


Figura 30. Circuito implementado con el ADP123.

Como se puede observar, esta configuración permite establecer un Vout fijo, utilizando dos valores de resistencia, que para el caso en cuestión, se calculan como $R1 = 5K\Omega$ y $R2 = 1K\Omega$, para obtener como resultado un voltaje de salida constante de +3v. A través del pin 3, se controla el funcionamiento del regulador, así que en trabajo mutuo con el MSP430FG437, son los encargados de la activación/desactivación eléctrica de todos los circuitos del esquema propuesto, empleando el pulsador ON/OFF.

5. CONCLUSIONES

La capacidad del sistema de almacenar los datos de tendencia de los pacientes en una tarjeta SD extraíble en formato de texto plano, otorga simplicidad para la descarga y posterior manipulación de la información por parte del personal médico.

El adjuntar los circuitos y las fichas técnicas que han sido fruto del diseño y de la búsqueda de las características eléctricas idóneas de cada uno de los elementos involucrados en el prototipo, minimiza y facilita posteriores estudios y desarrollos relacionados con la pulsioximetría.

El proyecto presentado posee las características funcionales necesarias para ser utilizado en otro tipo de aplicaciones, tales como la ergometría y la medicina del deporte.

Las diferentes etapas del diseño sugerido sirven como base teórica para establecer posibles guías de laboratorio en las que los estudiantes tengan la oportunidad de aplicar conocimientos de electrónica orientados al temario de la asignatura de instrumentación biomédica.

El diseñar a partir de elementos electrónicos comerciales, garantiza la factibilidad de su posible montaje.

El modelo propuesto resulta útil para crear instrumentos más complejos que sirvan de soporte para futuras investigaciones, en las que se destaque la importancia de la oximetría de pulso en el estudio de enfermedades como la epilepsia y las apneas del sueño.

A pesar de que el sistema está dotado de sencillez para ser un equipo de fácil manipulación, se deben considerar los factores ajenos que pueden generar falsas mediciones durante su utilización.

El diseño recomendado define una primera aproximación para todos los bloques que lo conforman, siendo consciente de que cada etapa, puede convertirse de manera independiente en el foco múltiples estudios.

El uso de la tecnología SMC, permite que el hardware del prototipo sea del tamaño y peso apropiados para su utilidad práctica.

El dotar al sistema con la posibilidad de seleccionar un modo de trabajo, permite clasificar y diferenciar a cada uno de los pacientes, asegurando con ello, valoraciones y evaluaciones más precisas.

El planteamiento teórico expuesto satisface las características técnicas que fundamentan los sistemas comerciales de oximetría de pulso

El módulo presentado conforma un equipo apto para el diagnóstico de un grupo de enfermedades respiratorias, ya que se garantiza fiabilidad en sus mediciones.

Los pulsioxímetros deben usarse como parte complementaria de una evaluación clínica más amplia, ya que si se les usa de manera incorrecta o inadecuada, pueden aportar datos inútiles.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] BOYLESTAD, Robert. *Electrónica: Teoría de circuitos y dispositivos*, Ed. Prentice Hall, 2003.
- [2] BRONZINO, Joseph. *The biomedical Engineering handbook*, Ed. CRC Press Inc, 2006.
- [3] COUGHLIN, Robert. *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*, Ed. Prentice Hall, 2000.
- [4] EUROPEAN MEDICAL DEVICE TECHNOLOGY. *The magazine for medical product design & manufacturing*, MEDTEC, March/April 2012.
- [5] FICHAS TÉCNICAS DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS. *Analog Devices, Endrich, Fairchild, LITE-ON, Microchip, National Semiconductor, Panasonic, ROHM Semiconductor, Texas Instruments*.
- [6] MARTINEZ, Agustín; IRIZAR, M^a Isabel. *La pulsioximetría en atención primaria*, Revista AMF, 2006.
- [7] NAJARIAN, Kayvan. *Biomedical signal and image processing*, Ed. CRC Press Inc, 2006.
- [8] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE MÉDICOS DE FAMILIA; COALICIÓN INTERNACIONAL PARA LA EPOC. *Uso clínico de la pulsioximetría*, Referencia de bolsillo, 2010.
- [9] POSADA, Hugo. *Diseño de un sistema de obtención de presión arterial con base en la morfología del pulso o la de las señales de pulsioximetría*, Universidad de los Andes, 2008.
- [10] SANDISK. *Secure digital card, Product manual*, Version 1.9, 2003.

[11] SILVA, Carlos. *Desarrollo de herramientas de programación de alto nivel y aplicaciones de conectividad y almacenamiento para el microcontrolador MSP430*, Universidad Federico Santa María, 2007.

[12] TEXAS INSTRUMENTS. *MSP430x4xx Family*. User's guide, 2012.

[13] URPALAINEN, Katja. *Development of a fractional multi-wavelength pulse oximetry algorithm*, Aalto University, 2011.

[14] WEBSTER, John. *Medical instrumentation: application and design*. Ed. John Wiley & Sons Inc, 2009.

7. ANEXOS

Junto al proyecto se hace entrega de una carpeta de ANEXOS con material complementario, que forma parte esencial del respaldo técnico de dicha propuesta y que tiene la siguiente distribución:

CIRCUITOS: Archivos correspondientes a los circuitos electrónicos diseñados, que han sido implementados en el software de simulación Electronics Workbench.

alarmas.ewb

amplificación.ewb

controladordeleds.ewb

filtronotch.ewb

filtropasaaltos.ewb

filtropasabajos.ewb

muestreoyretención.ewb

preamplificación.ewb

FICHAS TÉCNICAS: Contiene la documentación correspondiente a cada uno de los componentes utilizados en el desarrollo de las diferentes etapas que conforman el pulsioxímetro, como fuente de información veraz que avala la viabilidad práctica del diseño.

2N3904.pdf

2N3906.pdf

ADP123.pdf

AXA2R73061.pdf

BS170.pdf

CSET05C03-12-4.0F.pdf

LB-302MF.pdf

LB-303MA.pdf

LTE-1653K.pdf

LTL-4266N.pdf

MSP430FG437.pdf

MSP430x4xx.pdf

OPA380.pdf

PNZ334.pdf

SanDisk Secure Digital Card, Product Manual, Versión 1.9.pdf

TLC27M4.pdf