

**UNIVERSIDAD
TECNOLÓGICA NACIONAL**



FACULTAD REGIONAL AVELLANEDA

PROYECTO FINAL

Luciano Martínez

Jorge Matías Yamgotchian

PRÓLOGO

En el presente proyecto se diseña y construye un Oxímetro de Pulso, conocido así debido a que mide la cantidad de oxígeno contenida en la sangre (SaO₂) y el pulso cardíaco por minuto. Dichos parámetros son de gran importancia en la detección de enfermedades respiratorias.

Con el fin de hacer realidad este proyecto, se hizo una investigación teórica de las variables a sensor, sus definiciones, importancia y valoración, además de un estudio exhaustivo del principio de funcionamiento en el que se basan los oxímetros comerciales.

También se analiza minuciosamente los sensores existentes, sus componentes y características con el fin de elegir el más adecuado y de fácil manejo, luego se diseña una etapa de acondicionamiento en la que se amplifica y filtra la señal entregada por el sensor, para ser ingresada a la etapa de procesamiento digital, en la que se procesa para obtener los niveles de SpO₂ y pulso cardíaco, los cuales se visualizan en un display gráfico y mediante una etapa Bluetooth se envían las mediciones a un teléfono celular para el almacenamiento y posterior procesamiento de datos.

La principal justificación para la realización de este proyecto es la de poder aportar al desarrollo de una industria nacional en el campo de la Bioelectrónica, debido a que por causas económicas por todos conocidas hay innumerables componentes, dispositivos y módulos imposibles de obtener en nuestro país.

Uno de ellos, y es el dispositivo que nos impulsa a experimentar y desarrollar este proyecto, es el módulo OEM III de NONIN, presente en casi todos los equipos de monitoreo en los cuales se procesan señales cardíacas.

El módulo OEM III proporciona una forma sencilla de incorporar la tecnología de oximetría de pulso NONIN. Su diseño compacto, eficiencia energética y capacidades de salida ampliadas proporcionan la máxima flexibilidad en nuestro módulo más pequeño hasta ahora. La tecnología PureSAT de Nonin, clínicamente probada, utiliza un filtrado inteligente pulso por pulso para proporcionar mediciones de oximetría rápidas y precisas, incluso en presencia de cambios de SpO₂, mala perfusión de sangre, movimiento y además otras situaciones y condiciones ambientales y de utilización del instrumento que pueden provocar mediciones erróneas.

Índice General

Capítulo 1 – Introducción

1.1 Antecedentes	5
1.2 Justificación	5
1.3 Objetivos	6
1.4 Alcance	7

Capítulo 2 – Marco Teórico

2.1 Introducción	8
2.2 Tipos de oxímetros	9
2.3 El oxígeno	12
2.4 La sangre	13
2.5 Fundamentos de la oximetría de pulso	18
2.6 Ondas de presión arterial	21
2.7 Determinación de la medición de SPO2	25
2.8 Limitaciones de la oximetría de pulso	26

Capítulo 3 – Diseño y construcción

3.1 – Aspectos Generales	29
3.2 – Diseño del hardware	30
3.3 - El microcontrolador	31
3.4 – Sensor SPO2	32

Capítulo 4 – Diseño e implementación de las etapas electrónicas

4.1 – Circuito excitador	38
4.2 – Etapa de recepción de la señal	39
4.3 – Circuito final	42
4.4 – Fuente de alimentación	42
4.5 – Microcontrolador y display	43

Capítulo 5 – Señales obtenidas

5.1 – Circuito de excitación	45
5.2 – Etapa de recepción	46
5.3 – Etapa de acondicionamiento de señal	47

Capítulo 6 – Programación

6.1 – Introducción	50
6.2 – Hardware utilizado	50
6.3 – Programa	50

Capítulo 7 – Manual de usuario

7.1 – Introducción	60
7.2 – Descripción general	60

7.3 – Principio de detección	61	
7.4 – Requerimientos de seguridad	61	61
7.5 – Mediciones incorrectas	62	
7.6 – Instrucciones de uso	62	
7.7 – Indicación de display	63	
7.8 – Limpieza	63	
7.9 – Posibles problemas y soluciones	64	64
7.10 – Garantía	64	
Capítulo 8 – Cálculo de costos	66	
Capítulo 9 – Confiabilidad y estudio de garantía	68	68
Bibliografía consultada	71	

Anexos

Hojas de datos OP07	72
Hojas de datos Display	73
Programa	78
Adaptación del módulo BT	96
Circuitos electrónicos	100

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES

Todo médico, para evaluar el estado de un paciente, debe revisar sus signos vitales tales como:

- Presión Arterial
- Temperatura
- Frecuencia Respiratoria
- Frecuencia Cardíaca
- Saturación de Oxígeno (SaO₂)

La saturación de oxígeno (SaO₂), expresa la cantidad de oxígeno que se combina, en el sentido químico, con la hemoglobina para formar la oxihemoglobina, la cual transporta el oxígeno en la sangre hacia los tejidos.

Es muy útil para evaluar la oxigenación arterial de pacientes en los servicios ambulatorios, de tratamiento intensivo y de emergencia o para detectar problemas respiratorios. También permite evaluar los resultados de la oxigenoterapia en forma no invasiva, evitando las punciones arteriales repetidas.

Los valores normales de SaO₂ oscilan entre 90% y 97% con un rango de variación del 3%. Valores por debajo del 90% se asocian con situaciones patológicas e insuficiencia respiratoria.

1.2 JUSTIFICACIÓN

En las salas de cuidados intensivos o en pacientes en los que se requiera una monitorización continua, es necesario llevar un registro de los signos vitales y especialmente del porcentaje de saturación de oxígeno (SaO₂), que incluso ha ayudado a prevenir el 20% estimado de muertes accidentales debidas a su disminución en la sangre.

En la actualidad, existen equipos médicos dedicados al monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre denominados comúnmente oxímetros de pulso, puesto que también son capaces de medir la frecuencia cardíaca (pulso). Varían tanto en complejidad, calidad, tamaño, y marcas. Sin embargo, cuánto más complejos son, mayor es su costo.

En nuestro país debido a la falta de recursos y por el alto costo de los equipos, en los hospitales se importan los oxímetros más sencillos tales como los de bolsillo y tan solo en los pacientes graves en los que se requiere una monitorización continua y mucho más precisa, se utilizan equipos más avanzados y fijos. De ahí la importancia de desarrollar un equipo que ofrezca al médico las facilidades de visualización, almacenamiento e impresión de datos, alarmas audibles y visuales, administración de usuarios y demás características que permitan impulsar la producción nacional de tales equipos. Incluso si se logra abaratar los costos, muchos médicos se

verían motivados a adquirirlos, ya que la evaluación de la Saturación de Oxígeno, es un parámetro importante en la detección de enfermedades y problemas respiratorios.

El equipo que se desarrolla en esta tesis, utilizará sensores médicos de oxímetros de pulso comerciales que se conectarán a un módulo diseñado y construido para acondicionar la señal, que posteriormente será ingresada a una etapa con microprocesador, para digitalizarla y procesarla, luego será enviada por un módulo Bluetooth a un celular para su posterior almacenamiento en un banco de datos y posibilidad de análisis.

La interfaz gráfica desplegará la frecuencia cardiaca (pulso por minuto) y la medida de la Saturación de oxígeno (%), se podrá imprimir los datos obtenidos en papel, configurar y almacenar alarmas en un archivo que incluso guardará la fecha y hora en la que se han producido alarmas debido a variaciones anormales tanto en el pulso como en el nivel de SaO₂, con la opción de.

El sistema estará provisto de seguridades para niveles de acceso administrativos, de usuarios y de solo visualización. Poseerá una pantalla de Alarmas en la que se podrá configurar sus niveles máximos y mínimos, opciones de inhibición de sonidos y reconocimiento de alarmas. Se diseñará el HMI de forma tal que para el usuario le sea fácil el manejo del sistema, y a la vez, despliegue la mayor cantidad de información de interés.

El Oxímetro de pulso desarrollado, brindará mayor visualización, accesibilidad desde cualquier celular con sistema Android y manejo de datos, con la posibilidad de que en un futuro proyecto, se monitoreen automáticamente los demás signos vitales, o se añadan más sensores de oximetría de pulso con la utilización de tan solo una plataforma de automatización.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 General

Diseñar y construir un oxímetro de pulso con la posibilidad de comunicación con un celular para el almacenamiento de datos.

1.3.2 Específicos

- Investigar los principios de funcionamiento de los sensores de oximetría.
- Seleccionar de acuerdo a especificaciones técnicas, el sensor de saturación de oxígeno.

- Diseñar e implementar un módulo de acondicionamiento de señal y fuente de poder para el sensor de saturación de oxígeno.
- Digitalizar y procesar en una plataforma de automatización, la señal amplificada entregada por el módulo de acondicionamiento.
- Realizar el interfaz HMI, que permita un adecuado monitoreo de la señal, así como también, un fácil manejo.
- Documentar apropiadamente el proyecto.

1.4 ALCANCE

En el presente proyecto se diseña y construye un Oxímetro de Pulso, para lo cual se implementa un módulo de acondicionamiento de señal y una fuente de alimentación para el sensor de oximetría. La señal será digitalizada y procesada y los datos obtenidos en las mediciones serán enviados mediante un módulo Bluetooth a un celular, en el que se desarrollará el interfaz HMI para monitorear los niveles de Saturación de Oxígeno y el pulso cardíaco. Se proveerá al sistema de alarmas y almacenamiento al momento en que se sucedan, impresión de datos, niveles de seguridad y administración de cuentas de usuario.

CAPITULO 2

MARCO TEÓRICO

2.1 INTRODUCCIÓN

Un oxímetro de pulso es un aparato médico que mide de manera indirecta la saturación de oxígeno de la sangre de un paciente, no directamente a través de una muestra de sangre. Algunos oxímetros pueden ser sensibles a los cambios en el volumen de sangre en la piel, produciendo una fotopletismograma. A menudo se conecta el oxímetro de pulso a un monitor médico para que el personal de salud pueda ver la oxigenación de un paciente en todo momento. La mayoría de los monitores también muestran la frecuencia cardíaca. Aquellos con batería son portátiles para hacer mediciones de saturación de oxígeno fuera del hospital.

El oxímetro original fue creado por Milliken en la década de 1940. El precursor del oxímetro de pulso moderno actual se desarrolló en 1972, por Aoyagi en Nihon Kohden utilizando la relación del rojo a la absorción de la luz infrarroja pulsante de componentes en el sitio de medición. Se comercializa por Biox en 1981 aunque no veía una amplia adopción en los Estados Unidos sino hasta finales de 1987.

El oxímetro de pulso es un instrumento de medida particularmente conveniente y no invasivo, muestra el porcentaje de sangre que es portadora de oxígeno. Más específicamente, muestra el porcentaje de hemoglobina arterial en la composición de la oxihemoglobina, (la proteína de la sangre que transporta el oxígeno). Los rangos normalmente aceptables para los pacientes sin patología pulmonar son del 95 al 99 por ciento. Para un paciente respirando aire ambiente, en alturas no muy por encima del nivel del mar, se puede hacer una buena estimación del nivel de pO₂ arterial con un monitor de "Saturación de oxígeno" (SPO₂) suficientemente sensible.

Un oxímetro de pulso típico utiliza un microprocesador con un par de pequeños diodos emisores de luz (LED) enfocados hacia un fotodiodo que envían unos trenes de impulsos que atraviesan una parte translúcida del cuerpo del paciente, puede-ser un dedo o un lóbulo de la oreja. Un LED tiene una longitud de onda de 660 nm (rojo) y el otro tiene una longitud de onda de 940 nm (infrarrojo).

La absorción de la luz de estas longitudes de onda difiere significativamente por parte de la sangre cargada de oxígeno y la sangre sin oxígeno:

- La hemoglobina oxigenada absorbe más radiación infrarroja y permite pasar más luz roja - 940 nm
- La hemoglobina desoxigenada absorbe más luz roja y permite pasar más radiación infrarroja - 660 nm.

Al arrancar el aparato, se crea un ciclo repetitivo en que los LEDs envían "una secuencia de impulsos" con una frecuencia de unas treinta veces por segundo: *"primero un LED, luego el otro, a continuación, ambos y entonces vuelta a empezar "* que permite que el foto-diodo detecte el nivel de luz roja y el nivel de luz infrarroja por separado y aparte se pueda ajustar el nivel de base de la luz ambiental.

Se mide la cantidad de luz que atraviesa los tejidos (en otras palabras, la que no se absorbe) y se registran los niveles de señal normalizados separados para cada longitud de onda. Estas señales fluctúan en el tiempo ya que la cantidad de sangre arterial que está presente aumenta de golpe con cada latido del corazón (literalmente: a trompicones como una ola), por lo que se sabe de forma segura que los máximos son de sangre arterial -la que se quiere medir. Al sustraer el nivel mínimo de luz medido para cada longitud de onda, del nivel máximo medido, se corrigen los efectos causados por los diferentes tejidos que han atravesado.

A continuación se calcula la relación entre el nivel de luz roja y el nivel de luz infrarroja (que representa la proporción de la hemoglobina oxigenada respecto del hemoglobina desoxigenada), y esta relación es convertida por el procesador en un nivel de SPO_2 mediante una lookup table obtenida de una forma empírica (por cada fabricante), aplicando la ley de Beer-Lambert, dado que el absorbancia de ambas hemoglobinas es la misma (punto isobéptico) para las longitudes de onda de 590 nm y 805 nm. Los primeros pulsioxímetros empleaban estas longitudes de onda para la corrección de la concentración de hemoglobina.

2.2 TIPOS DE OXÍMETROS

Hay diferentes tipos de oxímetros de pulso disponibles en la actualidad. Existen diferentes modelos y diseñado de tal manera para atender a las necesidades del paciente. Se incluye lo siguiente: la muñeca, de mesa, de mano, y los modelos de la yema del dedo.

Oxímetro de Muñeca

Este tipo de oxímetros vienen una sonda para dedo, el cual se conecta a la pantalla que va atada en alrededor de la muñeca (se ve como un reloj). La pantalla le mostrará la saturación de nivel de oxígeno en la sangre.

Estos al igual que los de dedo vienen en tamaños muy pequeños, sin embargo, son un poco más caros que los de dedo, pero son muy útiles cuando se requieren de monitoreos a largo plazo o nocturnos. Son muy recomendados para casos de apnea obstructiva del sueño (OSA) en ciertos pacientes y atletas.



Oxímetros de Mesa

Estos oxímetros son grandes y comparados con todos los otros son de los más caros. La pantalla (que en realidad es una caja grande) viene con una sonda para dedo, la cual se conecta y mantiene constante el monitoreo.

Este dispositivo tiene un bipeo (sonido) continuo y cuando éste sube o se baja sobre cierto nivel del umbral el bipeo se vuelve más rápido. Por lo tanto, este tipo de oxímetro es muy útil para pacientes en hospitales o salas de emergencia.



Oxímetro de mano

Se encuentran comúnmente en los hospitales, y es similar al oxímetro de pulso del dedo. Se utiliza una luz en la medición de la hemoglobina a través de la yema del dedo. Sin embargo, tiene un cable que está conectado directamente a un ordenador a diferencia con los dedos oxímetro de impulsos que muestra el resultado en la pantalla digital que se encuentra en el propio oxímetro. Esto se utiliza para pacientes que están en riesgo en sus extremidades inferiores. En tales casos, el oxímetro de mano está pegada en la punta del pie.



Oxímetro de Dedo

Este es el oxímetro más básico. Este producto es un clip que se pone en el dedo (mejor conocido como sonda) y la pantalla se puede ver en el propio dispositivo. Los hay en tamaños muy pequeños, ligeros y cualquiera puede utilizarlos, es decir, no se requieren de conocimientos técnicos para usarlo. Sin embargo, son utilizados para monitoreos temporales.

Algunos de este tipo cuentan con un sonido que sirve de alarma, la cual resulta muy útil en monitoreos constantes. Finalmente, estos son de los oxímetros más baratos que hay.



Oxímetro Fetal

Este tipo de oxímetro es esencial para conocer los niveles de oxígeno en el feto, especialmente durante la labor de parto, ya que es muy difícil o casi imposible conectar una sonda a un bebé, con este producto dicho problema se resuelve fácilmente.

Este oxímetro fue desarrollado en los 90 y cuenta con una sonda que puede ser insertada en el canal de nacimiento o en el cráneo. Básicamente funciona así:

El sensor de luz se dispara a través de la sonda y mide el nivel de hemoglobina en el cuero cabelludo del bebé. El sensor se conecta a un cable que conduce a un ordenador.

Uno de los beneficios de este oxímetro es que la sonda también puede medir los latidos del corazón del bebé, y evidentemente por esto es el más utilizado en salas de parto.



Oxímetro Pediátrico

Este tipo de oxímetro es usado por los pediatras, es parecido a los oxímetros de mesa o de mano, la única diferencia es el tamaño de la sonda.

Para pacientes de 2 años y medio a 8 años se utiliza una sonda de un tamaño mucho más pequeño en comparación al normal. En cambio, para los recién nacidos (30 días) se usa una sonda que se ata al dedo del pie del bebé.



2.3 EL OXÍGENO

El oxígeno es un gas incoloro e inodoro. Es un elemento químico que se puede encontrar en la tabla periódica con número atómico 8. El oxígeno es el tercer elemento más abundante en el universo y representa más del 20% de la atmósfera de la tierra. En el cuerpo humano, el oxígeno es el elemento más abundante, representando el 65% de su masa. Respiramos oxígeno casi cada segundo de cada día, siendo claramente muy importante. Veamos algunas de las formas en que el cuerpo humano utiliza oxígeno.

2.3.1 La función del oxígeno en el cuerpo

La respiración celular es el término utilizado para describir la fase del proceso digestivo en que se descomponen los alimentos para abastecer de energía a las células. Durante la respiración celular, las células utilizan oxígeno para descomponer el azúcar y producir ATP o trifosfato de adenosina. El ATP es la molécula que suministra energía a las células. Los subproductos del proceso son CO_2 y agua.

2.3.2 Consecuencias de la falta de oxígeno

La privación de oxígeno no tiene que ser repentina, como una asfixia o un ahogamiento, para que sea un problema. La falta de oxígeno puede ser un problema a largo plazo que se produzca durante meses o años. Las razones son variadas, pero la contaminación y la mala calidad del aire interior están entre ellos. Los efectos sobre la salud de la privación de oxígeno pueden ser graves; incluso se han relacionado con el crecimiento de tumores. Las preocupaciones medioambientales están incrementando el problema y los niveles de oxígeno en la atmósfera están en declive.

2.3.3 Beneficios del oxígeno para la salud

El estado de salud, el nivel de actividad y la hidratación son factores que afectan la cantidad de oxígeno que necesita una persona. Sin el oxígeno adecuado, los problemas médicos están garantizados. Algunas personas tienen que recurrir a medidas extraordinarias para incrementar los niveles de oxígeno. La terapia con oxígeno hiperbárico, por ejemplo, es una forma de aumentar los niveles de oxígeno y puede incluso remediar varios problemas médicos.

Hay muchas razones por las que más oxígeno es mejor. En un estudio, los ratones de laboratorio que recibieron oxígeno suplementario mostraron mejores recuentos de células, mejor función inmune y vivieron el doble de tiempo que los ratones con niveles normales de oxígeno.

2.4 LA SANGRE

La sangre es un tejido conectivo líquido, que circula por capilares, venas y arterias de todos los vertebrados. Su color rojo característico es debido a la presencia del pigmento hemoglobínico contenido en los glóbulos rojos.

2.4.1 Composición de la sangre

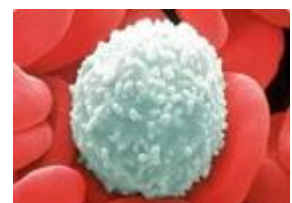
Glóbulos Rojos

También llamados hematíes o eritrocitos. Son las células más numerosas de la sangre. Se encargan de transportar el oxígeno desde los pulmones hasta el resto de los tejidos. La proteína que se encuentra en el interior y que une el oxígeno se llama hemoglobina. La hemoglobina es roja y da este color a la sangre.



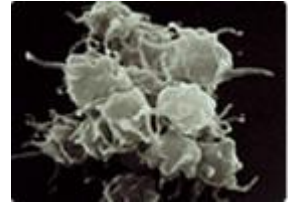
Glóbulos Blancos

También reciben el nombre de leucocitos. Se ocupan de defender el organismo contra el ataque de bacterias, virus, parásitos y hongos.



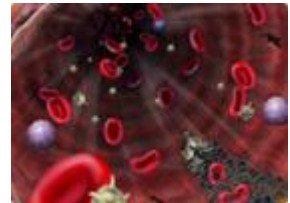
Plaquetas o trombocitos

Son fragmentos celulares que participan en la protección de la pared de los vasos sanguíneos, forman un "tapón plaquetario" para impedir el sangrado en el lugar de la lesión y producen diversas sustancias que ayudan a la cicatrización de las heridas.



El plasma

Es la parte líquida de la sangre y es muy rico en proteínas, entre las cuales destacan como las más importantes: La albúmina, los factores de la coagulación y las inmunoglobulinas.



2.4.2 Principales funciones de la sangre

Transportar

- La sangre transporta las siguientes sustancias: Gases, principalmente oxígeno y dióxido de carbono, entre los pulmones y el resto del cuerpo.
- Nutrientes desde el tracto digestivo y lugares de almacenamiento al resto del cuerpo.
- Productos de desecho para que sean desintoxicados o removidos por el hígado y los pulmones.
- Hormonas desde las glándulas en donde son producidas hasta las células donde deben ir.
- Calor a la piel para ayudar a regular la temperatura corporal.

Regular

- El pH, al interactuar con los ácidos y las bases.
- El balance del agua, al transferir el agua de y hasta los tejidos.

Proteger

- La sangre tiene varios papeles cuando se trata de proteger al cuerpo, como por ejemplo:
- Los leucocitos, o células blancas, destruyen microorganismos invasivos o células cancerígenas.

- Los anticuerpos y otras proteínas de la sangre destruyen sustancias patógenas.
- Los factores de las plaquetas inician la coagulación de la sangre y ayudan a minimizar la pérdida de sangre.

2.4.3 Suministro de oxígeno al cuerpo

Una de las funciones fisiológicas básicas es la de asegurar un suministro constante de oxígeno a los tejidos y órganos del cuerpo, con el fin de que se pueda mantener la vida. Para alcanzar esto es necesario seguir los cuatro pasos siguientes:

- Transferencia de oxígeno de los pulmones al plasma sanguíneo.
- Almacenamiento del oxígeno en la molécula de hemoglobina de los glóbulos rojos.
- Transporte del oxígeno a los tejidos del cuerpo a través de la circulación.
- Liberación del oxígeno desde la sangre hacia los tejidos, para que pueda ser utilizado.

2.4.4 Los glóbulos rojos

Los glóbulos rojos, hematíes o eritrocitos constituyen aproximadamente el 96 % de los elementos figurados. Su valor normal (conteo) promedio es de alrededor de 4.800.000 en la mujer, y de aproximadamente 5.400.000 en el varón, hematíes por mm³ (o microlitro).

Estos corpúsculos carecen de núcleo y orgánulos (solamente en mamíferos). Su citoplasma está constituido casi en su totalidad por la hemoglobina, una proteína encargada de transportar dióxigeno y contienen también algunas enzimas. El dióxido de carbono es transportado en la sangre (libre disuelto 8 %, como compuestos carbodinámicos 27 %, y como bicarbonato, este último regula el pH en la sangre). En la membrana plasmática de los eritrocitos están las glucoproteínas (CD) que definen a los distintos grupos sanguíneos y otros identificadores celulares.

2.4.5 La hemoglobina

El cuerpo humano está compuesto de diferentes sistemas que se encargan de regular el correcto funcionamiento del organismo. Uno de ellos es el sistema circulatorio el cual se encarga de hacer llegar, a través de las venas y las arterias, la sangre a todas las partes del cuerpo.

La sangre saturada se encarga de llevar el oxígeno (O₂), a través de las arterias, hasta los tejidos y células del organismo donde lo descarga y recoge productos de desecho, como el dióxido de

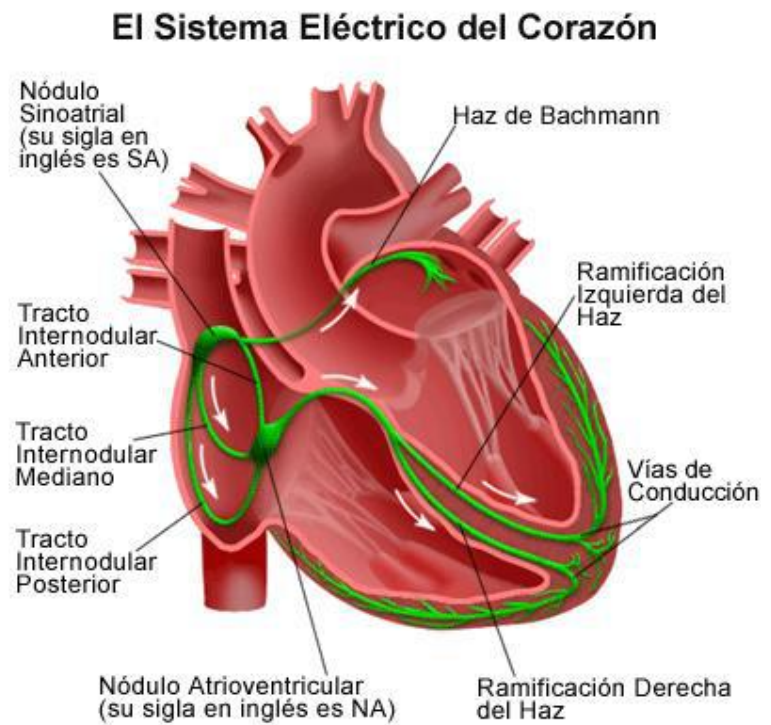
carbono (CO₂), generados por el metabolismo, regresando a los pulmones a través de las venas y los capilares donde cede el CO₂ para su eliminación y se satura nuevamente de O₂ [2].

Cuando la hemoglobina está saturada de O₂ se denomina oxihemoglobina o hemoglobina oxigenada (HbO₂) dando el color rojo vivo a la sangre arterial. Cuando la hemoglobina ha perdido el O₂ se la conoce como hemoglobina reducida (Hb) lo que ocasiona el color rojo azulado oscuro típico de la sangre que circula a través de las venas. Esta diferencia de color entre la HbO₂ y la Hb es la que nos permitirá más adelante calcular la SaO₂.

2.4.6 Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca, o pulso, es el número de latidos cardíacos por minuto. Estos latidos son generados por el corazón y se deben a que es una bomba de tejido muscular y como cualquier bomba, el corazón, necesita una fuente de energía para poder funcionar.

La acción de bombeo del corazón proviene de un sistema integrado de conducción eléctrica como el que se muestra en la figura. En condiciones normales, genera un impulso eléctrico cada vez que el corazón late: entre 60 y 190 veces por minuto; en función de la edad del individuo y de su grado de actividad (ver Cuadro 1.1). Debido a este estímulo la sangre se comporta como un fluido pulsátil, lo que permite que se realice la medición usando el pulsioxímetro.



EDAD	FCME	Pulsación habitual (50 a 70% de FCME)
60 años	160 latidos por minuto	80 - 120 ppm
50 años	170 latidos por minuto	85 - 127 ppm
40 años	180 latidos por minuto	90 - 135 ppm
30 años	190 latidos por minuto	95 - 142 ppm
20 años	200 latidos por minuto	100 - 150 ppm
10 años	210 latidos por minuto	110 - 155 ppm

2.4.7 FCR: Frecuencia cardíaca en reposo

Se obtiene inmediatamente después de despertarse o bien, relajándose 5 minutos antes de la medición. A continuación, se muestra en la Tabla, la frecuencia cardíaca en reposo de acuerdo a la edad.

Frecuencia cardíaca en reposo de acuerdo a la edad	
Edad	Pulsaciones por minuto
Recién nacidos	100 a 160
niños de 1 a 10 años	70 a 120
Niños de más de 10 años y adultos	60 a 100
Aletas	40 a 60

Mediante el pulso en reposo se puede determinar aproximadamente el estado físico de una persona, lo cual se muestra en la siguiente tabla:

Frecuencia cardíaca en reposo de acuerdo a la condición física de la persona				
Hombres				
Edad	Malo	Normal	Bien	Excelente
20 - 29	86+	70 - 84	62 - 68	60 o menos
30 - 39	86+	72 - 84	64 - 70	62 o menos
40 - 49	90+	74 - 88	66 - 72	64 o menos
50+	90+	76 - 88	68 - 74	66 o menos

Mujeres				
Edad	Malo	Normal	Bien	Excelente
20 - 29	96+	78 - 94	72 - 76	70 o menos
30 - 39	98+	80 - 96	72 - 78	70 o menos
40 - 49	100+	80 - 98	74 - 78	72 o menos
50+	104+	84 - 102	76 - 82	74 o menos

2.5 FUNDAMENTOS DE LA OXIMETRÍA DE PULSO

2.5.1 Introducción

El oxímetro de pulso es, probablemente, una de las mejores herramientas de monitoreo que hayan sido desarrolladas en los últimos años y brinda información no solo de la saturación de la hemoglobina, sino también de la frecuencia y ritmo del pulso periférico.

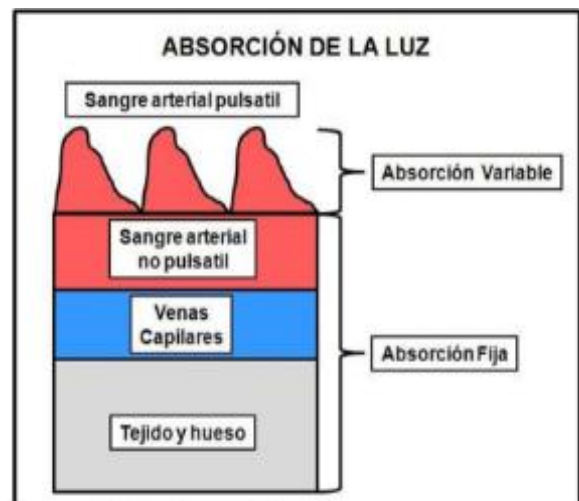
El pulso oximétrico a menudo se considera la quinta muestra vital, después del ritmo cardíaco, la presión arterial, temperatura y frecuencia respiratoria. Sirve como herramienta importante para el asistente sanitario proporcionando un control continuo de la saturación arterial del oxígeno del paciente (SaO₂).

La oximetría de pulso se fundamenta en la espectrofotometría y la pletismografía. La espectrofotometría, permite calcular la concentración de una sustancia en solución, a partir de su absorción óptica, a una longitud de onda determinada; y la pletismografía, permite medir los cambios en el flujo sanguíneo o el volumen de aire en diferentes partes del cuerpo.

La sustancia que se está analizando se ilumina y se mide la absorción de luz de longitudes de onda específicas, al pasar por un lecho vascular arterial pulsátil y a partir de esa medida se calcula la concentración de oxígeno.

Dicha técnica analítica también establece que para analizar dos sustancias en solución se necesitan, como mínimo, dos longitudes de onda.

En el caso de la sangre, hay dos sustancias relevantes a la oxigenación que son: la hemoglobina reducida (Hb) y la oxihemoglobina (HbO₂). Como son dos, los oxímetros requieren cómo mínimo dos longitudes de onda: típicamente una roja y otra infrarroja. En la espectrofotometría clásica, el análisis se realiza en cubetas de vidrio en las cuales se deposita la muestra de sangre arterial. En cambio, el oxímetro de pulso utiliza, por ejemplo, el dedo mismo del paciente como cubeta.

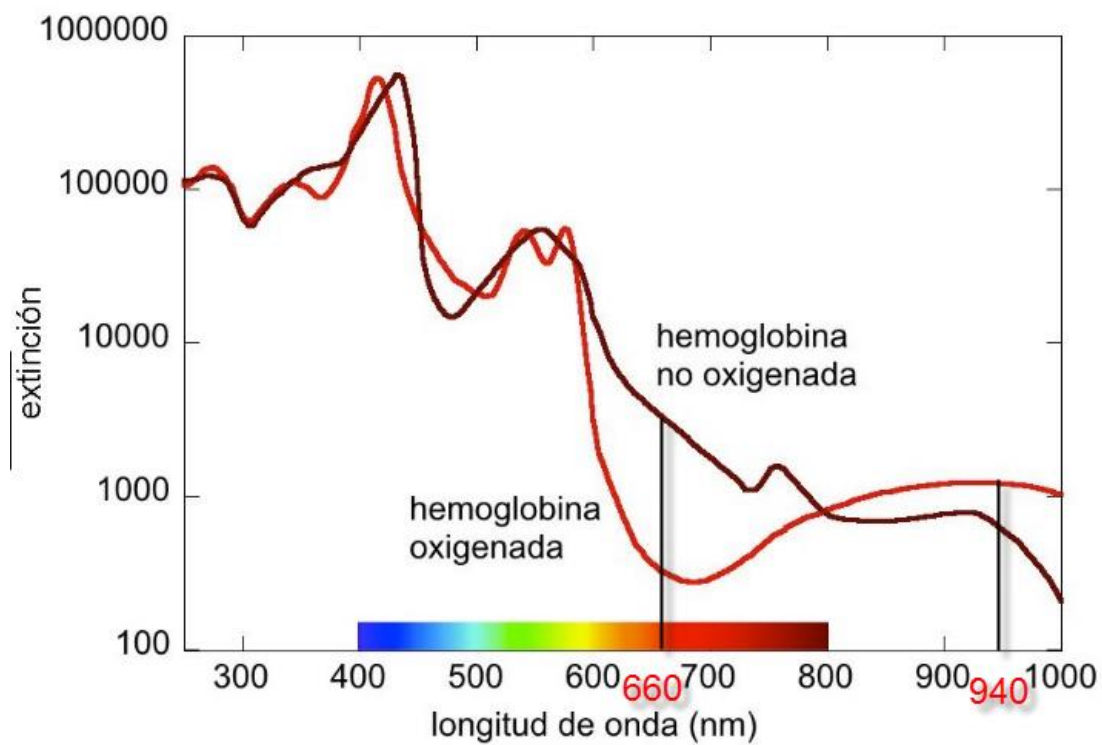


Esto conlleva a que la luz tiene que atravesar a parte de la sangre oxigenada (arterial) y la reducida (venosa), otros tejidos, como huesos, uñas y la piel.

Para distinguir la sangre arterial entre todos estos tejidos, el oxímetro de pulso utiliza la técnica descubierta en 1974 por el japonés Takuo Aoyagi que 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. Por ello analiza únicamente la parte pulsátil de la señal óptica que se debe exclusivamente a la sangre arterial.

Es por esta razón que se le agrega la palabra "PULSO" cuando nos referimos al oxímetro. Si no hay ritmo cardíaco, el oxímetro no puede distinguir la sangre arterial, que es el objeto de su análisis.

Con anterioridad se ha comentado que los oxímetros de pulso utilizan dos longitudes de onda una roja (660nm) e una infrarroja (940nm). Esto se debe a que a esas dos longitudes de onda, los coeficientes de extinción de la HbO₂ y de la Hb, tienen valores más dispares entre ellos como podemos apreciar en la figura.



Por lo tanto, la desoxigenación de la sangre presenta una extinción óptica superior en la región del rojo del espectro de luz que la oxihemoglobina y una menor absorción óptica en la región del infrarrojo cercano. Estas direcciones opuestas en la absorción de los dos colores al variar la oxigenación contribuyen a que haya cambios ópticos apreciables más fáciles de medir.

El modelo matemático para el pulsioxímetro se basa en medir el tiempo en que la intensidad de luz pasa a través del tejido fino como por ejemplo la extremidad del dedo o del lóbulo de la oreja. El procesamiento de la señal se basa en este modelo simple y en la ley de Beer-Lambert.

2.5.2 Ley de Beer – Lambert

El principio en el que se basa la determinación de la saturación de O₂, con el oxímetro de pulso, es la ley de Beer-Lambert.

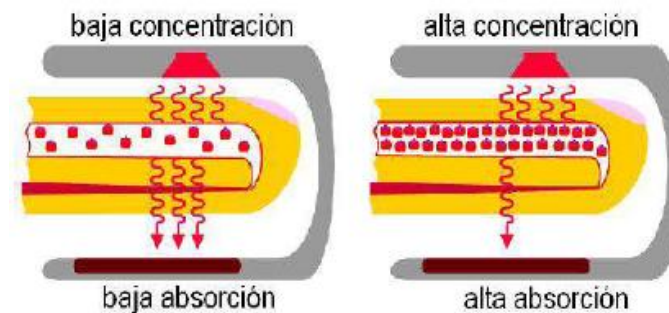
La ley de Beer declara que la cantidad de luz absorbida por un cuerpo, depende de la concentración, de este, en la solución y la ley de Lambert declara que la cantidad de luz absorbida por un objeto, depende de la distancia recorrida por la luz.

La ley de Beer-Lambert, es la combinación de las dos leyes y declara que la absorbancia de una radiación monocromática a través de una sustancia en solución, depende de la concentración del compuesto absorbente, de la distancia recorrida por la radiación y del tipo de radiación monocromática. Y su ecuación matemática es:

$$A = -\log_{10} T = -\log_{10} \left(\frac{t}{t_0} \right) = -\log_{10} 10^{-abc} = a \cdot b \cdot c$$

A = a.b.c	A = ε.b.c'
A = Absorbancia	A = absorbancia
a = long. de onda del coeficiente de absorción	ε = Long. de onda dependiente del coeficiente de absorción molar [L. / mol . cm ¹]
b = longitud de la trayectoria [cm]	b = longitud de la trayectoria [cm]
c = concentración del compuesto [g/L]	c = concentración del compuesto [mol/L]

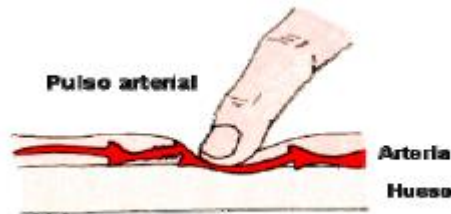
Gracias a esta ley, se puede relacionar la cantidad de luz incidente en el dedo, la de O₂ presente en la sangre y la de luz captada por el fotodetector.



2.5.6 Medición Manual de la frecuencia cardíaca

Se decidió incluir este subtema debido a que fue de vital importancia la medición manual de la frecuencia cardíaca para el óptimo desarrollo y calibración del proyecto.

La palpación del pulso puede realizarse sobre cualquier arteria superficial que se apoye en un plano relativamente consistente tal como lo muestra la siguiente figura:



Lo usual es que se efectúe sobre la arteria Radial o en la arteria carótida. La arteria radial se ubica a nivel de la muñeca, en el denominado "canal del pulso", colocando los dedos índice y medio del explorador sobre el trayecto de la arteria. Como referencia, se localiza del lado del dedo pulgar, a nivel de la muñeca, cerca del extremo externo del antebrazo.

La arteria carótida se localiza en el cuello. La forma correcta de medición del pulso en ella, se muestra en la siguiente figura:



2.6 ONDA DE PRESIÓN ARTERIAL

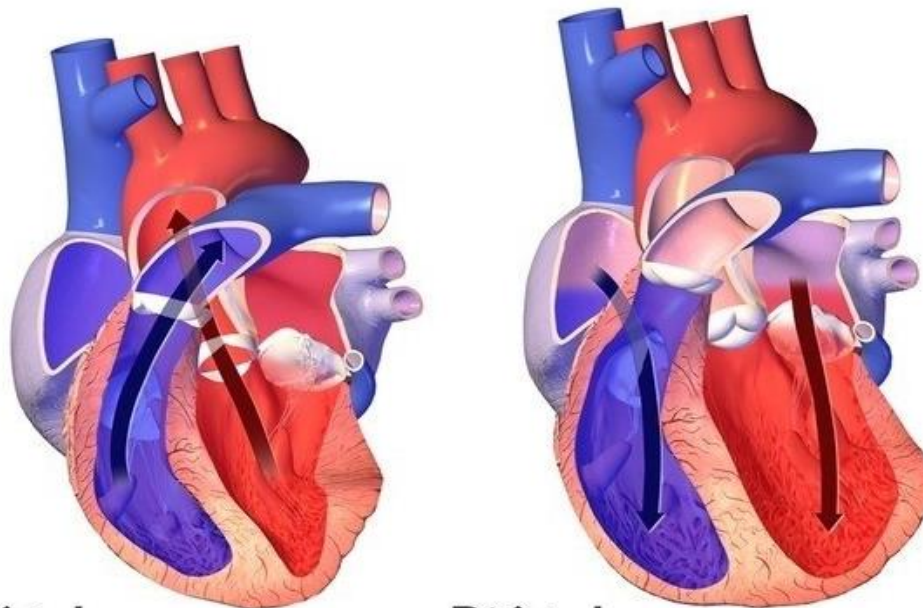
2.6.1 Origen de la señal pletismográfica

La onda de presión arterial es el resultado del súbito golpe causado por la eyección de la sangre procedente del ventrículo sobre la pared de la aorta y que se puede medir con un transductor

de presión. La onda de presión arterial se transmite a través de la columna de sangre aórtica y de la pared arterial a una velocidad cercana a 4-6 m/s, es decir, cerca de 20 veces más rápido que la media de la velocidad de flujo sanguíneo.

La onda de presión, por lo tanto, no tiene una relación directa con el flujo y en teoría podría formarse completamente si en lugar de un fluido hubiera, por ejemplo, aire.

Técnicamente el registro de presión arterial es más sencillo que el del flujo sanguíneo, y su análisis, al igual que el del obtenido mediante pletismografía, puede dar una información muy valiosa sobre los eventos que ocurren en la circulación periférica.

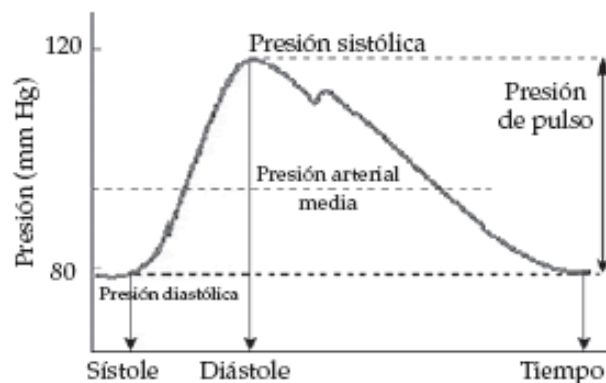


Sístole

- Contracción
- Salida de sangre para los vasos

Diástole

- Relajación
- Entrada de sangre en el corazón

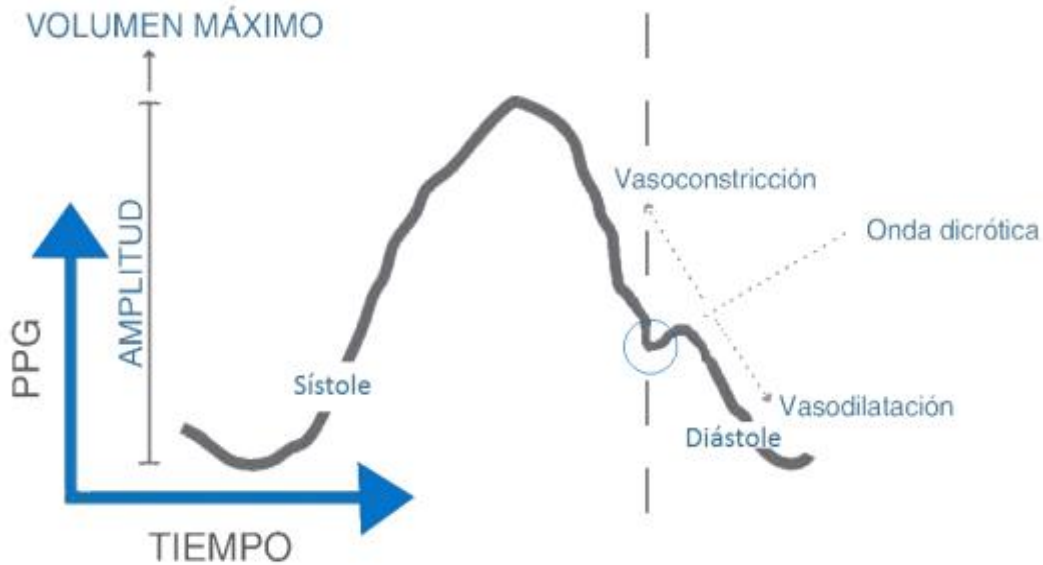


2.6.2 Componentes de la onda de presión

Está formada por una línea ascendente que corresponde al pico de presión sistólica, a continuación, se inicia una línea recta descendente que se corta debido a una pequeña

incisura causada por el cierre de la válvula aórtica, la incisura dicrótica marcando el final de la sístole ventricular.

Durante la diástole la presión, y por lo tanto la onda, continúa disminuyendo hasta que la pared aórtica retrocede empujando la sangre hasta la periferia. Este es el final de la diástole y por lo tanto de la onda.



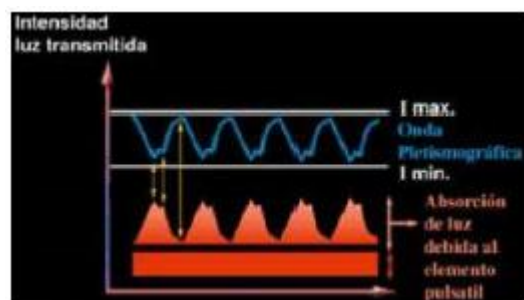
2.6.3 Onda de pulso pletoeléctrica

El primer concepto que tiene que quedar claro sobre la onda de pulso por pletoelografía es que ésta no es análoga a la onda de presión sanguínea.

La onda de pulso pletoeléctrica es una imagen especular de la forma de onda de la intensidad de luz transmitida y medida mediante pletoelografía fotoeléctrica.

Un aspecto muy importante de la onda pletoeléctrica es que la absorción de la luz infrarroja no se afecta significativamente por los cambios de concentración de HbO₂.

En realidad, los cambios en la amplitud de la onda se deben a los cambios de volumen sanguíneo. La figura ilustra cómo la onda pletoeléctrica es una imagen de la luz absorbida debido a un elemento pulsátil, es decir que en este caso se debe a la presión arterial



2.6.4 La frecuencia del pulso

El pletismograma correspondiente es una representación en forma de onda de la oxigenación arterial y la detección de la frecuencia del pulso. La frecuencia del pulso es el número de veces que el corazón late por minuto (conocido también como frecuencia cardíaca). Un corazón normal en reposo late entre 40 y 100 veces por minuto (bpm). Cada latido cardíaco impulsa sangre hacia las arterias. Sobre los 100 bpm se habla de taquicardia y bajo los 40 bpm se habla de bradicardia.

2.6.5 Determinación e interpretación de la onda pletismográfica

La onda de pulso pletismográfica es una imagen de la onda de la intensidad de la luz absorbida de tal forma que los cambios en la intensidad de la luz, o lo que es lo mismo, los de la absorción, se registrarán como desviaciones hacia arriba o hacia abajo en el pletismograma.

Estos cambios se pueden cuantificar mediante lo que se denomina el “factor amplitud” y que se pueden expresar en forma de porcentaje:

$$\text{Factor Amplitud} = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max}} \times 100 \%$$

Este valor de amplitud va a reflejar los cambios en el volumen sanguíneo y es un indicador de la perfusión en el lugar que se esté realizando la medición. Cuanto menor es el factor amplitud, menor será el cambio que se ha producido en el volumen sanguíneo y viceversa. El primero de los casos indicara vasoconstricción y el segundo, vasodilatación.



El oxímetro de pulso por lo tanto es capaz de dar dos tipos de información: la saturación de oxígeno medido por pulsioximetría y la onda pletismográfica, que informa del volumen sanguíneo que contienen las arterias periféricas del lugar donde se esté realizando la medición.

El pletismograma es un gráfico muy importante para la observación. Expresa la claridad de la señal pulsátil. Si la calidad de la señal pulsátil es pobre, el cálculo de la saturación de oxígeno puede ser erróneo. Como seres humanos tendemos a creer que una saturación de oxígeno del 99% es correcta, cuando en realidad siempre *se debe mirar primero la forma de onda del pletismograma*.

2.6.6 Aplicación clínica de la onda pletismográfica

La onda pletismográfica es un parámetro muy importante desde el punto de vista clínico. Este parámetro indica los siguientes aspectos:

- Los cambios en la circulación periférica.
- La amplitud de la onda indica cambios en el volumen sanguíneo de los vasos en donde se realiza la medición.
- La disminución de la amplitud de la onda indica vasoconstricción, de forma que el clínico puede diagnosticar aquellas situaciones que cursen con esta respuesta fisiológica.
- Un aumento en la amplitud indica vasodilatación, y se asociará a calor, a un aumento de la temperatura corporal, hipercapnia, ausencia de dolor, etc.
- La onda pletismográfica indicará la efectividad de las contracciones cardíacas, por ejemplo, en presencia de distintas arritmias, o en la reanimación de una parada cardíaca, etc.

En pediatría tenemos los siguientes aspectos a tener en cuenta:

- La oximetría continua debe realizarse a todos los prematuros <1500 gramos y <32 semanas de gestación, con o sin displasia broncopulmonar, para objetivar si existen episodios de hipoxemia.
- Monitorización de O₂ en pacientes con O₂ y/o apoyo ventilatorio.
- Nos permite determinar con la mayor seguridad posible la suspensión de O₂, en aquellos prematuros que lo han requerido por tiempo prolongado o decidir quién de ellos debe realmente recibir O₂ en su hogar.
- Permite disminuir la interpretación subjetiva reemplazándolo por análisis computacional.

2.7 DETERMINACIÓN DE LA MEDICIÓN SPO₂

El fotodiodo del sensor de oximetría mide tres niveles lumínicos diferentes: la luz roja, la luz infrarroja y también la luz ambiente. El principio que permite que el oxímetro sea un “oxímetro arterial” o “de pulso”, es que se basa en los valores medidos al momento de cada pulsación de la sangre arterial, ya que se supone que sólo la sangre arterial pulsa en el lugar de la medición, lo que se denomina el componente arterial (AC) pulsátil.

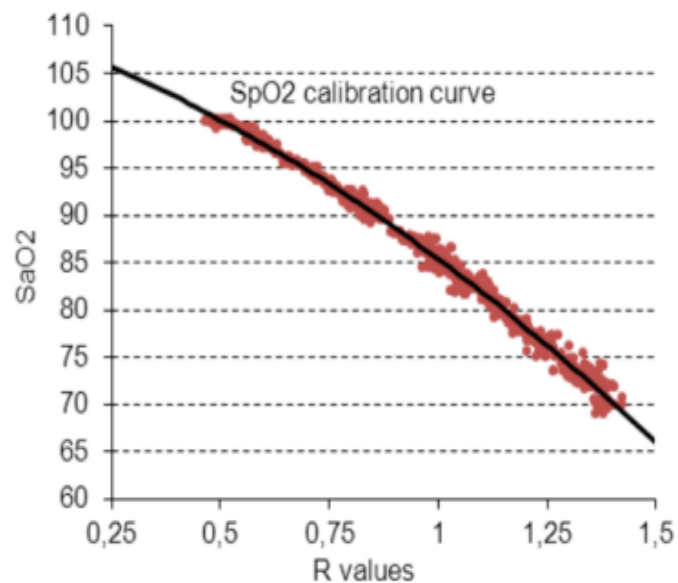
La luz absorbida cambia al variar la cantidad de sangre en el lecho tisular y al modificarse las cantidades relativas de HbO₂ y Hb. La medición de los cambios en la absorción de la luz permite estimar la SpO₂ arterial y la frecuencia cardiaca. Además, existe el componente estático (DC), formado por los tejidos, el hueso, los vasos sanguíneos, la piel y la sangre venosa. El máximo y el mínimo de la señal pulsátil detectada, tanto para la luz roja como para la luz infrarroja, corresponden, respectivamente, a las absorciones máximas y mínimas, las cuáles al ser divididas entre sí, normalizan la transmisión lumínica.

Esto permite calcular el cociente R, que determina el nivel de SpO₂ del paciente, lo que se muestra en la siguiente ecuación

$$R = \frac{\frac{AC\ r\ \lambda 1}{DC\ r\ \lambda 1}}{\frac{AC\ ir\ \lambda 1}{DC\ ir\ \lambda 1}}$$

$$SaO_2 (\%) = b - a \cdot R$$

$$SaO_2 (\%) = 115 - 30 \cdot R$$



El valor R permite determinar el valor de SpO₂ mediante una *curva basada en datos empíricos*. En síntesis, todos los valores de R se relacionan con un valor de SpO₂; por ejemplo, cuando el resultado de R es 1, la SpO₂ es del 85%; y cuando R alcanza el valor de 0,40 la SpO₂ es del 100%. Un nivel normal de saturación suele estar comprendido entre el 87% y 97%.

2.8 LIMITACIONES DE LA OXIMETRÍA DE PULSO

Debido a que la oximetría de pulso mide la saturación de O₂ y el pulso por métodos espectrofotométricos, existen factores que limitan su uso. Ciertas condiciones pueden resultar en lecturas no reales, incorrectas o poco informativas. A continuación, se describirán algunas de ellas.

2.8.1 Por situaciones anormales o patológicas

- **Dishemoglobinemias:** Otras moléculas presentes en la sangre afectan la exactitud de los valores obtenidos. La presencia de hemoglobina disfuncional origina lecturas equivocadas. Cuando se crea que existan cantidades anormales de estas moléculas se debe recurrir a la gasometría para obtener mediciones reales.
- **Anemia:** Causa disminución del contenido de oxígeno arterial por reducción del número de moléculas de hemoglobina necesarias para el transporte de O₂. Con una hemoglobina menor de 5 g/dL, el oxímetro muestra una saturación alta. Sin embargo, hay hipoxemia debido a la disminución de los niveles de hemoglobina y, por lo tanto, disminución del contenido total de O₂.
- **Anemia de células falciformes:** En este tipo de anemia, se alteran la forma y función de los eritrocitos. Generalmente hay hipoxemia moderada y la curva de disociación de la oxihemoglobina se desvía a la derecha, por lo que se presentan sobreestimaciones de la saturación de O₂ en el oxímetro.
- **Vasoconstricción e hipotermia:** La vasoconstricción secundaria a frío, choque, presión de pulso baja, habitualmente dificulta la detección de la SpO₂ en los dedos, por disminución de la perfusión tisular y falla en el registro de la señal.
- **Arritmias cardiacas:** La fibrilación auricular causa perfusión irregular e inadecuada y mediciones de saturación falsamente bajas.
- **Hemoglobina fetal:** La hemoglobina fetal (HbF) difiere de la hemoglobina del adulto en la secuencia de aminoácidos. Esta diferencia no afecta las propiedades de absorción de la luz. La lectura del oxímetro es la misma para la hemoglobina del adulto y la fetal (HbF).
- **Carboxihemoglobina (COHb) y metahemoglobina (MetHb):** están contenidas en la sangre pero en pequeñas proporciones, ambas absorben luz roja e infrarroja, lo que

representa un problema si la concentración de una u otra aumenta. La COHb absorbe muy poca luz en el rango del infrarrojo, mientras que en el rango de 660 nm absorbe tanta luz como la oxihemoglobina. Esto implica que, en caso de intoxicación por monóxido de carbono, en fumadores crónicos o contaminación ambiental, en el oxímetro de pulso se obtiene una cifra de saturación normal, que correspondería a la suma de la COHb más la oxihemoglobina (HbO₂), cuando en realidad la saturación está por debajo de lo normal.

Otra situación semejante es la que se ocasiona por la presencia de MetHb. Ésta se puede encontrar después del uso de anestésicos locales (prilocaína, benzocaína), sulfonamidas, nitroprusiato de sodio, antipalúdicos, dapsona. La presencia de MetHb impide la reversibilidad de la unión con el O₂ y dificulta la descarga de éste a los tejidos. La MetHb tiene una absorción muy similar a la desoxihemoglobina a 660 nm, mientras que a 940 nm su absorción es mucho mayor que la de las otras hemoglobinas.

Clínicamente, produce un oscurecimiento de la sangre, lo que provoca una medición errónea en el oxímetro. Medidas falsamente bajas cuando la saturación de O₂ es superior a 85%, y falsamente altas cuando la saturación está por debajo de 85%.

- **Hipoperfusión:** En estados de baja perfusión, tales como gasto cardiaco bajo, vasoconstricción, hipotermia, hipovolemia, hipotensión severa, particularmente en pacientes críticos o de cirugía cardiaca, la lectura del oxímetro se dificulta.
- **Micosis ungueales:** Las micosis (hongos) superficiales de las uñas de los dedos cambian la lectura del oxímetro de pulso. Se obtienen valores menores.
- **Colorantes:** El radio de absorción puede ser afectado por cualquier sustancia presente en la sangre que absorba luz entre 660 y 940 nm. Los colorantes intravenosos son un buen ejemplo. El azul de metileno causa una caída de la SpO₂ de aproximadamente un 60% durante uno o dos minutos. Otros colorantes, como el índigo carmín y el verde de indocianina, alteran la lectura por un corto periodo.

2.8.2 Por interferencias y factores externos

Existe un número importante de interferencias a considerar cuando se usa el oxímetro de pulso. Las causas más comunes incluyen:

- **Movimiento:** La causa más frecuente de lecturas inadecuadas de SpO₂ es el movimiento, en particular en neonatos. Afecta la habilidad de la luz para viajar de los diodos emisores de luz hacia el fotodetector. El parkinsonismo, las crisis convulsivas, los temblores, originan problemas con la detección de la saturación con mediciones falsamente altas.
- **Luz quirúrgica:** Si la luz ambiental es muy intensa o su frecuencia es similar a la de los LED, ocasiona interferencia con la medición de la saturación. La luz fluorescente y de xenón, causan lecturas bajas de SpO₂. Se evita, si se cubre el sensor con un material opaco.
- **Esmalte de uñas:** El esmalte oscuro (azul, negro y verde) altera con más frecuencia las lecturas de la SpO₂. Se recomienda remover el esmalte. Si no es posible, colocar el sensor en otra área (lóbulo de la oreja, dedo del pie o lateralmente en el dedo de la mano).
- **Hiperpigmentación de la piel:** Lecturas bajas de SpO₂ se pueden presentar con más frecuencia en personas con piel oscura, debido probablemente a que la piel interfiere con la absorción de las longitudes de onda.
- **Posición del sensor:** Si la colocación del sensor en el dedo o en el lóbulo de la oreja es inadecuada, la cifra de SpO₂ es falsamente baja, debido a que el sensor queda de lado y mide por una parte la superficie del dedo y, por otro lado, la luz que se transmite del medio ambiente. Se denomina “efecto penumbra”.

CAPÍTULO 3

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

3.1 ASPECTOS GENERALES

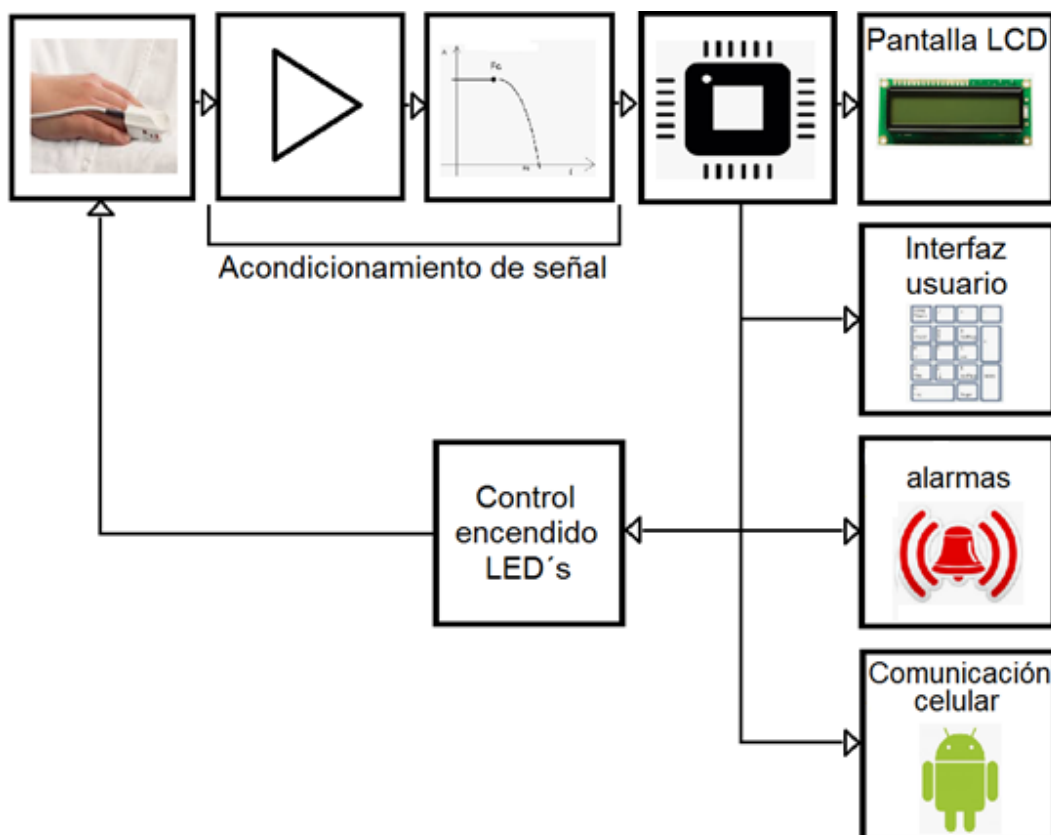
En este capítulo se presenta el diseño del hardware, se justifica el criterio de selección de las distintas etapas y componentes.

Para resolver el problema propuesto se decidió utilizar el microcontrolador ATmega2650

El microcontrolador deberá permitir visualizar en un display de LCD gráfico y en tiempo real la saturación de oxígeno, el ritmo cardíaco y la señal pletismográfica. Información que deberá recibirla desde un sensor a través de una etapa de amplificación y filtrado de señal.

El oxímetro poseerá también un sistema de interfaz de usuario que permitirá una operación más sencilla, ya que todos los mensajes que el equipo necesita comunicar lo hará directamente él mismo sin depender de la intervención humana.

Se agregará también un módulo bluetooth que permita comunicar al equipo con cualquier teléfono celular con sistema operativo Android con el fin de crear una base de datos de las distintas mediciones registradas para cada paciente.



3.2 DISEÑO DEL HARDWARE

En la descripción del sensor se observó que el fotodiodo entrega una señal de corriente muy pequeña, en el orden de los μA , en estas condiciones es imposible que se conecte directamente a una entrada analógica del microcontrolador, ya que en la modalidad de corriente se detectan de 4 a 20 mA, en cuyo caso las variaciones de la señal del sensor pasarían totalmente desapercibidas por la plataforma de automatización. De aquí la necesidad de diseñar una etapa intermedia de amplificación y acondicionamiento de la señal.

Se realizó un estudio de las mejores técnicas de amplificación para la señal proveniente de un fotodiodo. Como primer paso es muy recomendable convertir la señal de corriente a una señal de voltaje, luego es necesaria el filtrado del ruido, para por último volver a amplificarla a niveles adecuados para su ingreso a la etapa de procesamiento digital, que en este caso será configurada para el muestreo de valores de tensión.

Por otro lado, los leds rojo e infrarrojo al estar conectados en antiparalelo y dispuestos en el mismo encapsulado, requieren de una fuente de tensión que cambie su polaridad, además de una regulación de la cantidad de corriente de alimentación, debido a que si se sobrepasa de 50mA se pondría en riesgo la integridad de los mismos. Se decide utilizar una salida analógica de tensión de 0 a 12V para poder controlar mediante software la tensión de alimentación de los leds y por tanto la corriente que circula por ellos, lo que converge en un control del brillo del led.

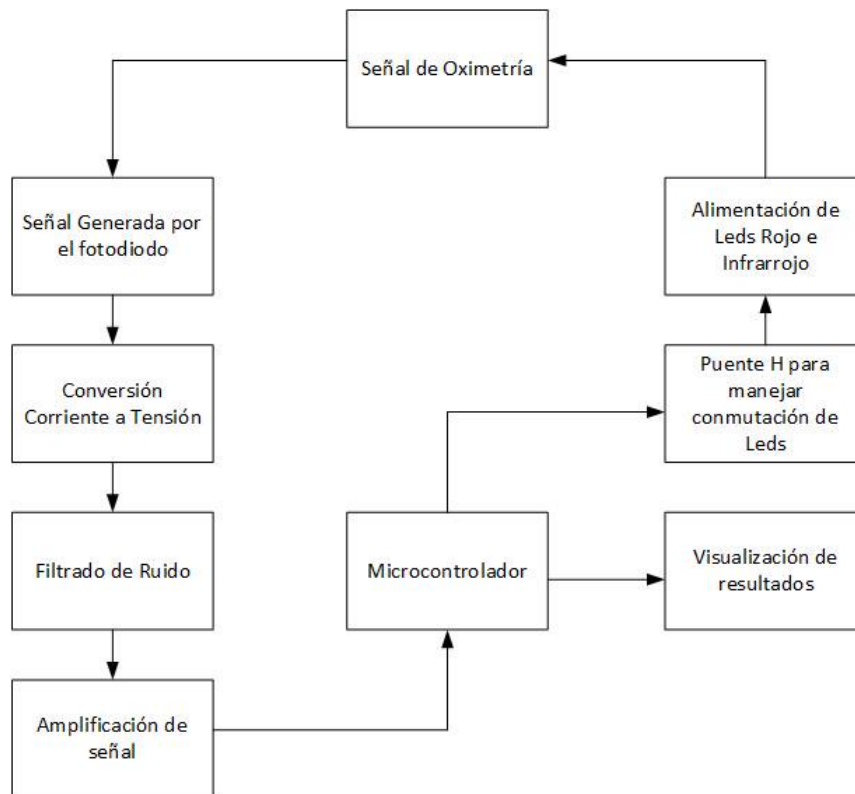
Para resolver el problema del cambio de polaridad de la fuente se decide aplicar una configuración con transistores conocida como puente H, que permite controlar e invertir la polaridad con que se alimenta un circuito, que en nuestro caso serán los leds rojo e infrarrojo.

El puente H es un circuito típico para el control del sentido de giro en motores de corriente continua, para ello es necesario dos señales las cuales al activarse cambian la polaridad con se alimenta al motor y por tanto indican el avance o retroceso del mismo, pero que en nuestro caso indicaran el encendido los leds.

Estas señales de control se generan con el microcontrolador, para la sincronización y muestreo de la señal entregada por el fotodiodo para ser demultiplexada en dos señales desde la etapa de muestreo, que representarán la absorción de cada luz.

Por último, es necesario el diseño e implementación de una fuente de tensión de $\pm 12\text{V}$ para la alimentación de los amplificadores operacionales debido a que su operación mejora al tener dicha fuente bipolar; se requiere también de una fuente de +5V para generar las señales de control mediante la utilización de compuertas digitales y alimentación del microcontrolador

Todo lo antes expuesto se resume en el diagrama de bloques de la siguiente figura:



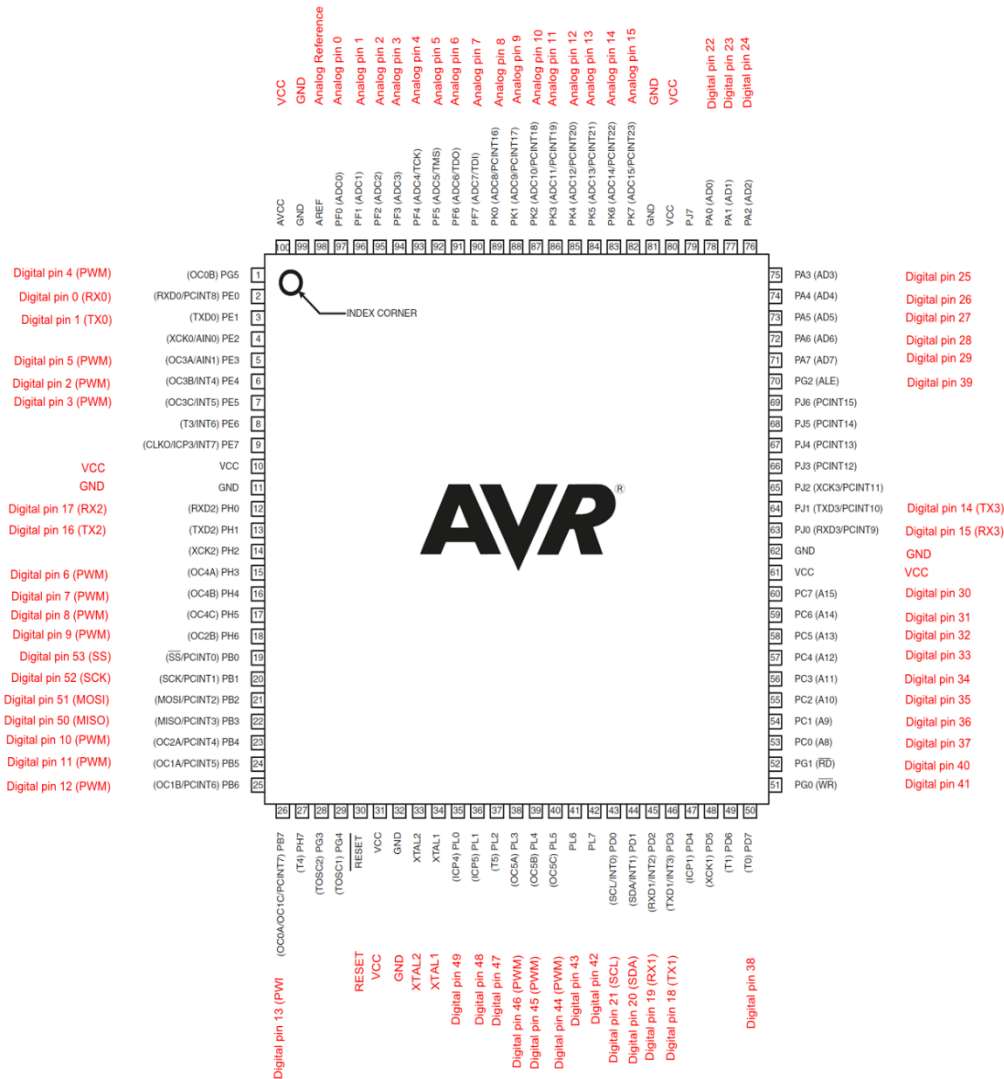
3.3 EL MICRONCONTROLADOR

Para la concreción de este proyecto, se decide utilizar el microcontrolador ATmega 2560 de AVR debido a las prestaciones que posee relacionadas a su bajo costo. Hay que señalar también que dicho microcontrolador es de 8 bits y se destaca por su alto rendimiento y bajo consumo.

Algunas de las características principales son:

- Tensión de operación: 5V
- Voltaje de entrada: 7V a 12V (recomendado)
- Rango de voltaje tolerado: 6V a 20V
- Pines Digitales I/O: 54 (de los cuales 14 son PWM)
- Entradas Analógicas: 16 entradas
- Corriente Directa por Pin: 20mA
- Corriente Directa por Pin de 3.3v: 50mA
- Memoria Flash: 256 KB de los cuales 8 KB son usados por el bootloader
- SRAM: 8 KB
- EEPROM: 4 KB

- Frecuencia de Trabajo :16 MHZ
- Comunicación: UART,TWI (libreria Wire), SPI (libreria SPI)



3.4 SENSOR SPO2

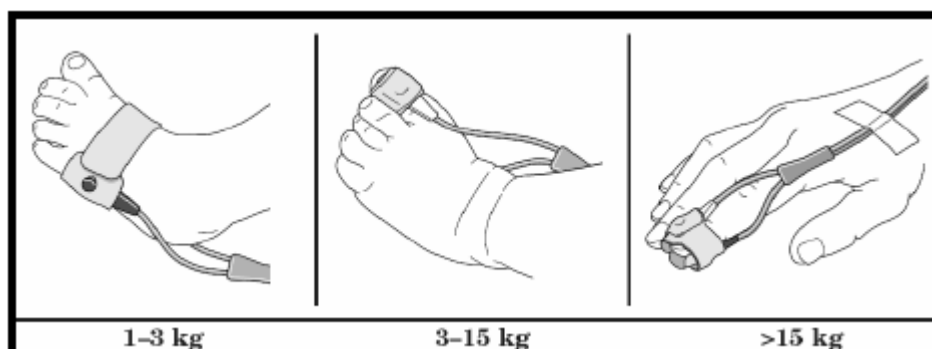
Existen pocas empresas dedicadas al diseño y construcción de oxímetros de pulso, cada una de las cuales ha diseñado su propio modelo de conector para los sensores. En la Tabla que se encuentra a continuación podemos distinguir la variedad de conectores de los sensores de oximetría de las empresas fabricantes con reconocimiento mundial.

Fabricante	Tipo de conector
CSI (Criticare)	
DATASCOPE	
NOVAMETRIX	
OHMEDA	
PHILIPS (HP)	
SPACELABS	
NELLCOR	

De acuerdo al modelo del conector se optó por los sensores de la marca Nellcor ya que su modelo es compatible con conectores tipo hembra DB9 estándar.

Por otro lado, los fabricantes dan una gran variedad de diseños de acuerdo al paciente, por ejemplo, se tienen sensores para recién nacidos, especialmente diseñados para disminuir su sensibilidad al ruido, otros para niños y para adultos, del tipo desechable y reutilizable, o para distintos lugares de sensado tales como un dedo de la mano, del pie, el lóbulo de la oreja, del tipo pinza o en Y o del tipo reflectante comúnmente usado en la frente del paciente.

La siguiente figura muestra la ubicación del sensor en distintas partes del cuerpo según construcción y diseño:



La información técnica de los sensores, así como de la configuración de los pines de cada sensor es muy reservada, en ningún manual técnico de las marcas líderes se ha logrado obtener detalles

concretos y específicos de los sensores, ni de sus voltajes de polarización, mucho menos de la identificación de entradas y salidas en el conector.

Por lo tanto, se adquirió un sensor del tipo desechable para adulto de la marca Nellcor con el objetivo de desarmarlo y averiguar de esta manera la configuración de los pines del mismo. Además, se consultaron los manuales técnicos de los oxímetros Nellcor para deducir la información técnica del sensor.

Posteriormente se adquirió un sensor de tipo pinza reusable para adulto que está indicado para la vigilancia continua no invasiva de la saturación de oxígeno y la frecuencia del pulso en pacientes de más de 40 kg de peso, cuyo aspecto se muestra en la figura. Cabe resaltar que este tipo de sensor está contraindicado para pacientes activos (personas con movimiento) o para usos prolongados. No está diseñado para la vigilancia durante largos períodos de tiempo. Debe moverse cada 4 horas (o más a menudo si así lo requiere el estado de la circulación o la integridad de la piel) y volverse a aplicar en un lugar diferente.



Sensor DS – 100A de Nellcor

De la experimentación con el sensor desechable y de la lectura de los manuales técnicos de los oxímetros Nellcor se dedujo la configuración de pines mostrada en la siguiente tabla, para los sensores compatibles con la marca:

Pin	Descripción
1	R sensor
2	Polarización de los leds
3	Polarización de los leds
4	No existe
5	Salida +
6	R sensor
7	GND cable
8	No existe
9	Salida -

Sensor Nellcor Oximax DS-100 A:

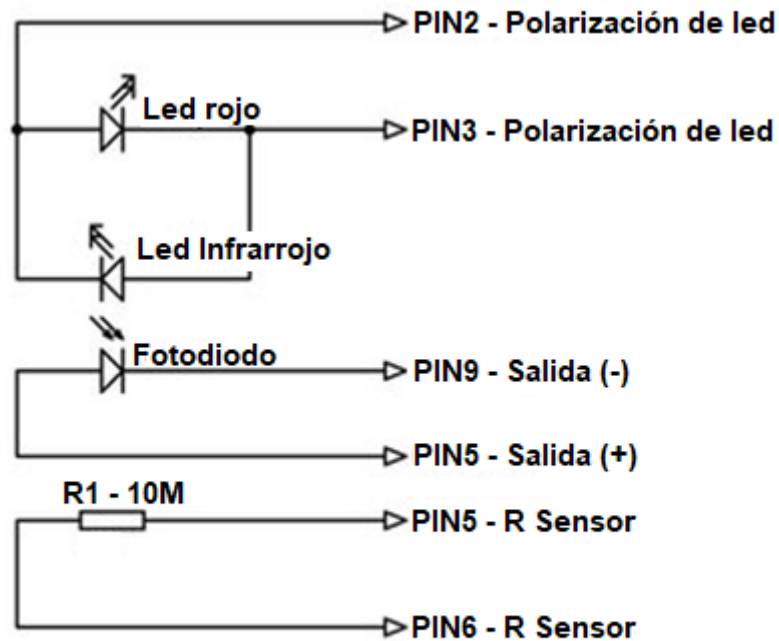


Los pines 1 y 6 correspondientes a R sensor, son los terminales de una resistencia interna codificada por el fabricante, la cual es utilizada por los oxímetros para determinar el tipo de sensor, ya sea desechable, reusable, para niño, o adulto. Por lo tanto, estas dos terminales no serán usadas en el desarrollo del proyecto.

Los pines 2 y 3 corresponden a la polarización de los leds rojo e infrarrojo los cuales están colocados dentro del sensor tal como se muestra en la Figura 3.4.

Los pines 5 y 9 son los terminales del fotodiodo que es el encargado de detectar la variación de la luz transmitida por los leds.

El pin 7 corresponde al recubrimiento metálico del cable que, al estar conectado a tierra, da un cierto grado de protección con respecto al ruido electromagnético y a la estática.



Los diodos Leds presentan un comportamiento parecido al de un diodo rectificador, sin embargo, su tensión de umbral, varía dependiendo del color del diodo. Esto se muestra a continuación:

Color	Tensión de umbral
Infrarrojo	1,3 v
Rojo	1,7 v

El conocimiento de esta tensión es fundamental para el diseño del circuito, pues normalmente se le coloca en serie una resistencia que limita la intensidad que circulará por él. Cuando se polariza directamente se comporta como una lámpara que emite una luz cuyo color depende de los materiales con los que se fabrica. Cuando se polariza inversamente no se enciende y además no deja circular la corriente. Es por ello que la marca Nellcor ha decidido colocar el led rojo inversamente con respecto al led infrarrojo, para que al conmutar la polarización se encienda uno u otro.

La intensidad luminosa con la que brilla un led se puede controlar de acuerdo a la intensidad de corriente que pasa por él. La mínima intensidad de corriente que necesita un diodo LED para que emita luz es de 4mA y, por precaución como máximo debe aplicarse 50mA. Además, el sensor de saturación de oxígeno utiliza leds diseñados especialmente para emitir su luz a una determinada longitud de onda, la misma que para los sensores Nellcor es de 662nm para el led rojo y de 905nm para el led infrarrojo.

La luz emitida por los leds pasará a través del dedo y será captada por un único fotodiodo el cual es un dispositivo semiconductor de unión $p-n$ cuya región de operación está limitada a la región de polarización inversa. “La aplicación de luz a la unión dará como resultado una transferencia de energía de las ondas de luz incidente (en forma de fotones) a la estructura atómica, produciéndose un aumento en la cantidad de portadores minoritarios y un incremento del nivel de la corriente inversa. Esto se muestra con claridad en la curva característica de un fotodiodo. La corriente de oscuridad es aquella que existe cuando no se ha aplicado iluminación.

Es importante destacar que la corriente producida en el fotodiodo debido a la captación de luz, está en el rango de los μA , en este punto se ve la necesidad de poder amplificarla y convertirla en voltaje para su correcto y mejor sensado.

A continuación, se resume en una tabla las características del sensor que se deben tomar en cuenta para el diseño del hardware:

1. Led que emite en longitud de onda correspondiente al rojo, 662 nm
2. Led que emite en longitud de onda correspondiente al rojo, 905 nm
3. Los leds deben estar conectados entre sí en antiparalelo
4. El rango de corriente que manejan los leds está entre 0 y 20 mA
5. Fotodiodo cuyo rango de corriente está entre 0 y 800uA

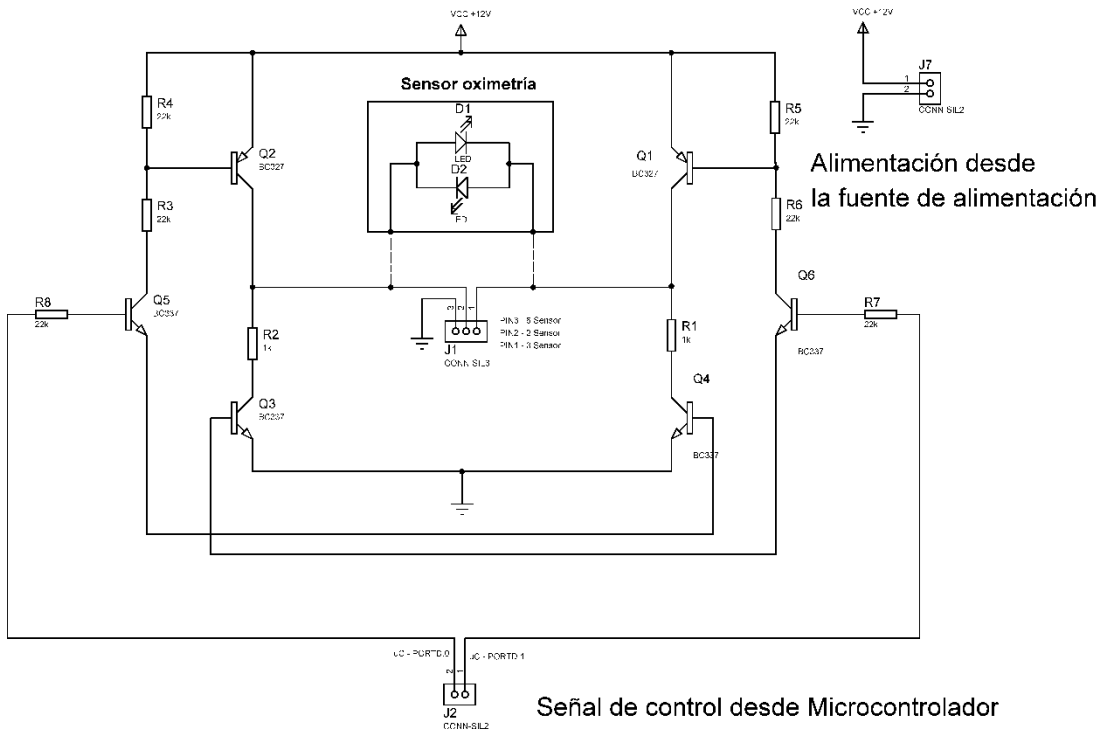
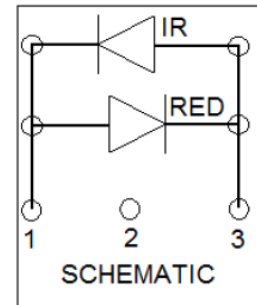
CAPÍTULO 4

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE LAS ETAPAS ELECTRÓNICAS

En este capítulo se procede al diseño de cada una de las partes constitutivas de la etapa de generación y recepción de señal, detalladas en el diagrama de bloques analizado en el capítulo 3.2. Cabe resaltar que todos estos circuitos serán implementados sobre una placa de circuito impreso que se detalla más adelante.

4.1 CIRCUITO EXCITADOR

Debido a la conexión interna de los leds rojo e infrarrojo del sensor, se debe implementar una etapa de polarización para que estos enciendan de manera alternada para que el fotodiodo logre captar ambas longitudes de onda. Para ello se implementa una etapa de excitación para manejar las corrientes que van a excitar a los leds (conectados a J2). Luego el microcontrolador genera una señal de 1Khz en las bases de Q1 y Q2. El circuito queda implementado de la siguiente manera:



Aplicando una tensión positiva en la base de Q5, este comienza a conducir y por lo tanto también lo hacen Q2 y Q4. De esta manera D1 queda polarizado en directa y D2 en inversa. Cuando se conecta la base de Q5 a masa y se aplica una tensión positiva en la base de Q6, éste comienza a conducir y también lo hacen Q1 y Q3, quedando D2 en directa y D1 en inversa.

Cabe aclarar que, si en las señales de control no hay ninguna tensión positiva, no deberán encenderse ninguno de los leds.

Otro concepto a tener en cuenta es que nunca deberán quedar encendidos los leds simultáneamente porque representaría un cortocircuito. Esto se deberá tener presente al momento de diseñar la rutina de control de encendido en el microprocesador.

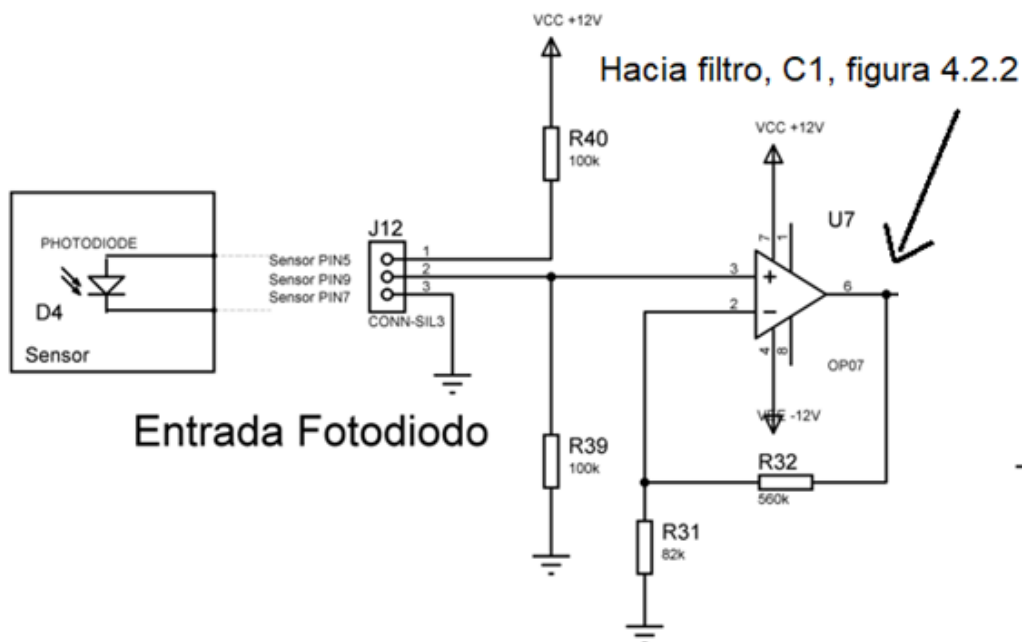
Las resistencias deben ser iguales para las dos ramas, ya que a los diodos deben llegar el mismo tipo de señal con la misma amplitud.

4.2 ETAPA DE RECEPCIÓN DE SEÑAL

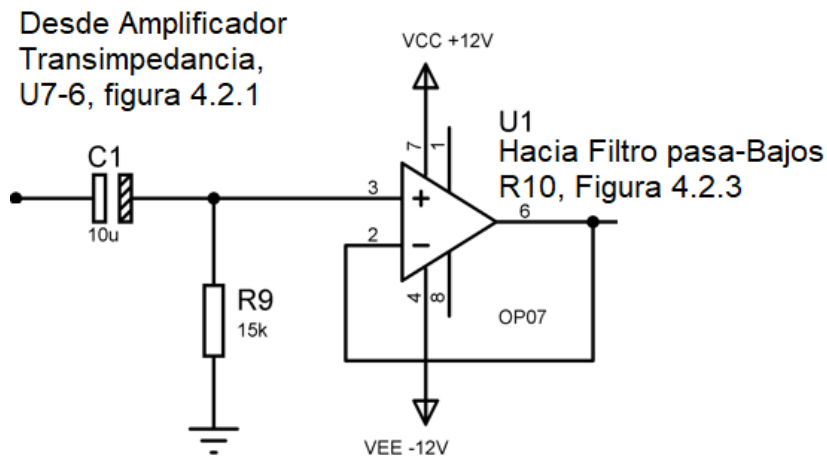
4.2.1 Diseño del convertor de Corriente a Tensión

El fotodiodo produce corriente en el rango de 0 – 800 μ A, dependiendo de la cantidad de luz incidente. Debido a que este rango es muy pequeño se procede a la amplificación y conversión a tensión.

Se realizó un estudio exhaustivo de las mejores configuraciones, las cuales fueron probadas con el sensor de oximetría desde la configuración básica mostrada en la referencia como “Fuente de voltaje controlada por corriente”, hasta las últimas configuraciones diseñadas exclusivamente para amplificación y conversión de corriente y se resolvió implementar la siguiente configuración debido a que se comprobó experimentalmente su mayor eficacia con respecto de las demás configuraciones probadas.



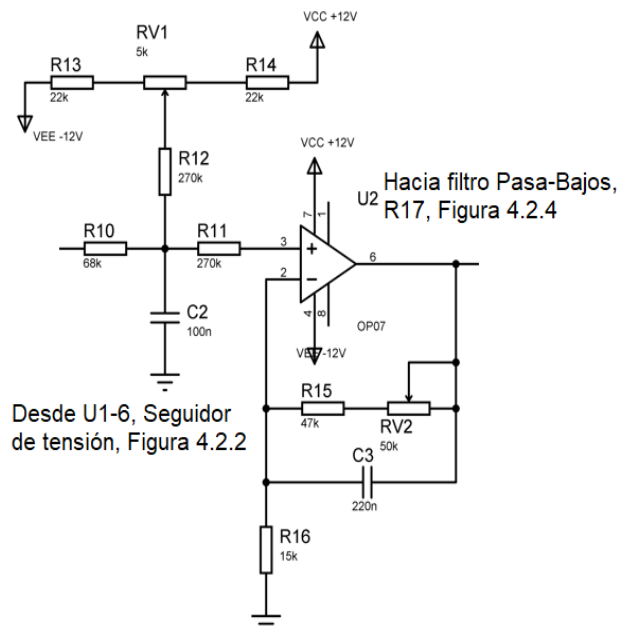
4.2.2 Separador de tensión y filtro



Se compone de un filtro Pasa altos con una frecuencia de corte de 0,8 Hz con el fin de eliminar perturbaciones principalmente relacionadas al movimiento de respiración. A continuación se agrega una etapa separadora.

4.2.3 Amplificador y nivel de continua

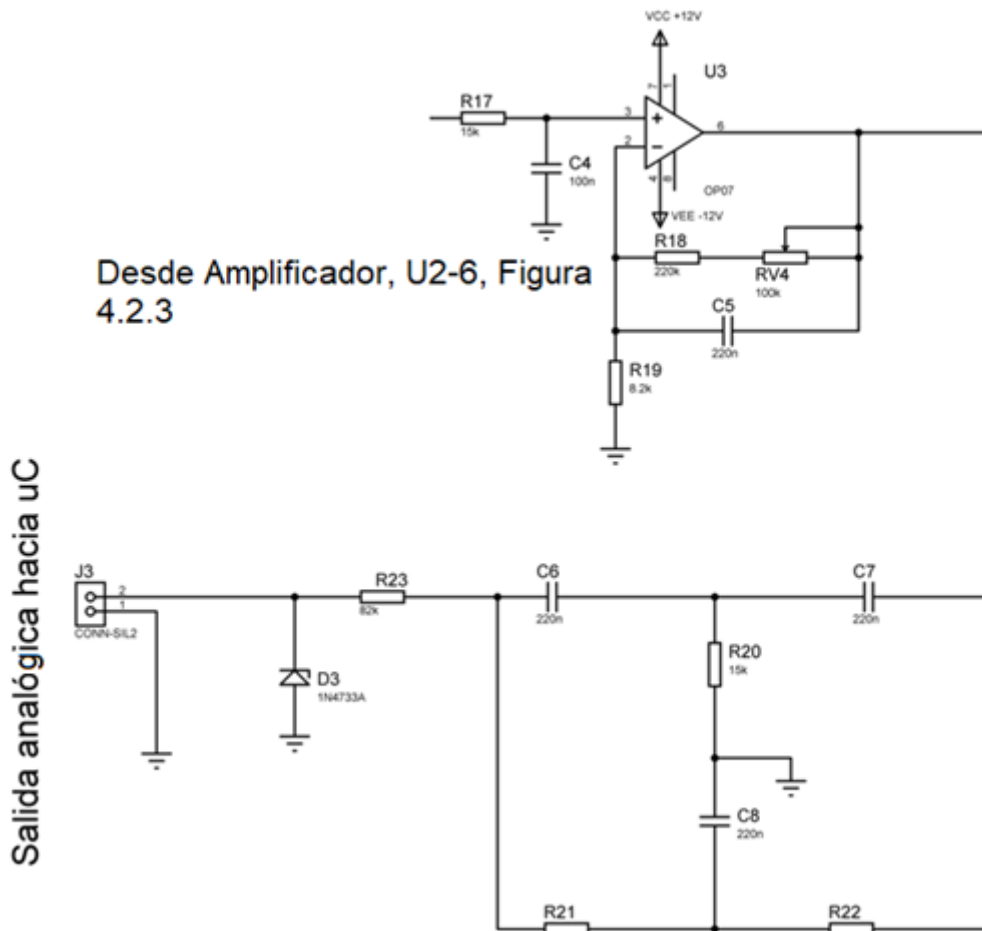
Esta etapa se compone de un filtro pasa bajos con una frecuencia de corte de 25 Hz aproximadamente. Esto se decide para atenuar la señal de conmutación antes de ser amplificada. A continuación se agrega un amplificador sumador con una ganancia variable entre 4 y 8 veces. El ajuste de ganancia se realiza con RV2. La función de esta etapa, además de amplificar, es establecer un nivel de señal continua para lograr que todos los valores de señal muestreada queden por encima de 0 volts. Antes de ser nuevamente amplificada e ingresada al convertor analógico – digital del microcontrolador



4.2.4 Amplificador y filtrado

La primera etapa consiste en un filtro pasa bajos con el fin de eliminar completamente la señal de muestreo antes de ingresar al segundo amplificador. A continuación, se implementa un amplificador no inversor de ganancia variable (RV4). Esta ganancia se ajusta entre 30 y 40 veces.

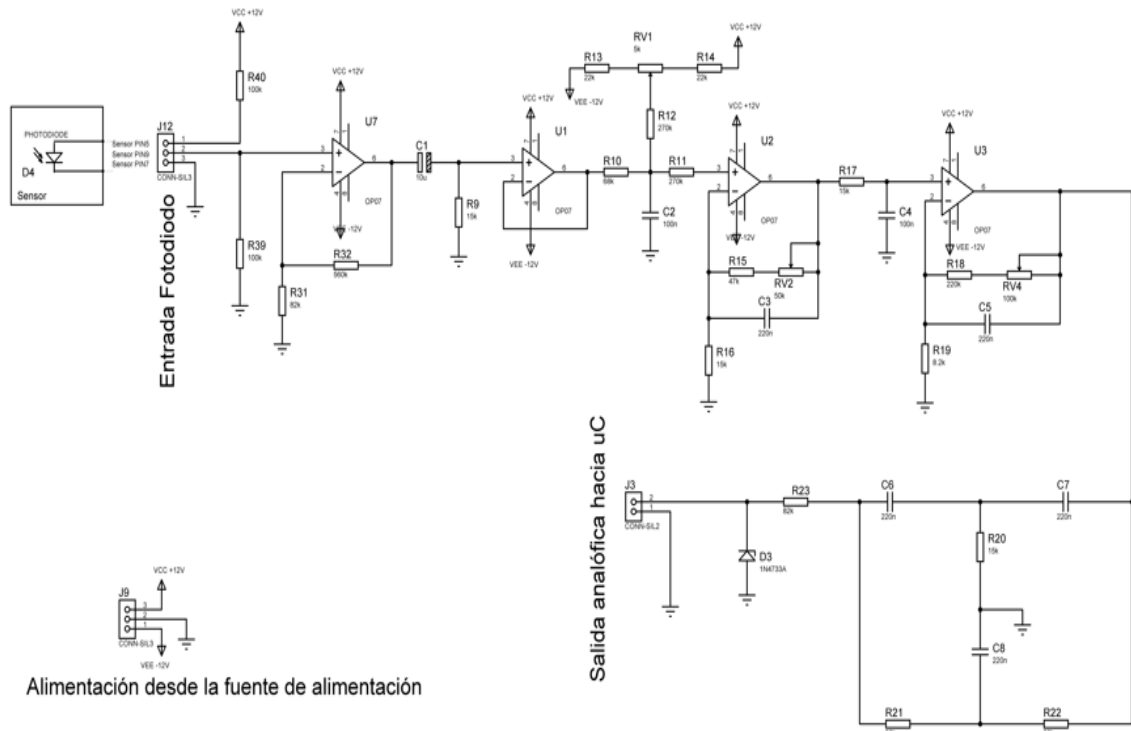
En la salida del amplificador se agrega un filtro notch debido a la presencia de ruidos de 50 Hz y por último, se coloca un diodo Zener de protección al microcontrolador, para que en ningún momento la señal de medición supere los 5v.



4.3 CIRCUITO FINAL

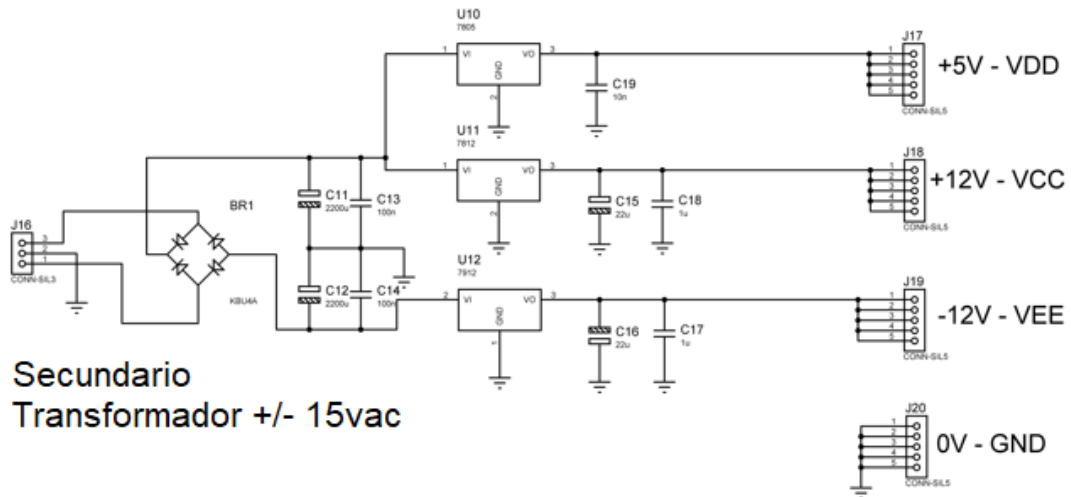
Con estas etapas se logra obtener un circuito de bajo costo, alta ganancia (alrededor de 150 veces), alta impedancia de entrada y una muy importante inmunidad a señales espurias producidas por conmutaciones y emisiones electromagnéticas y el filtro Notch presente en la salida y los subsiguientes filtros pasa bajos, presentan una muy importante inmunidad a los 50 Hz de la línea de tensión.

En la siguiente figura se muestra el circuito final:

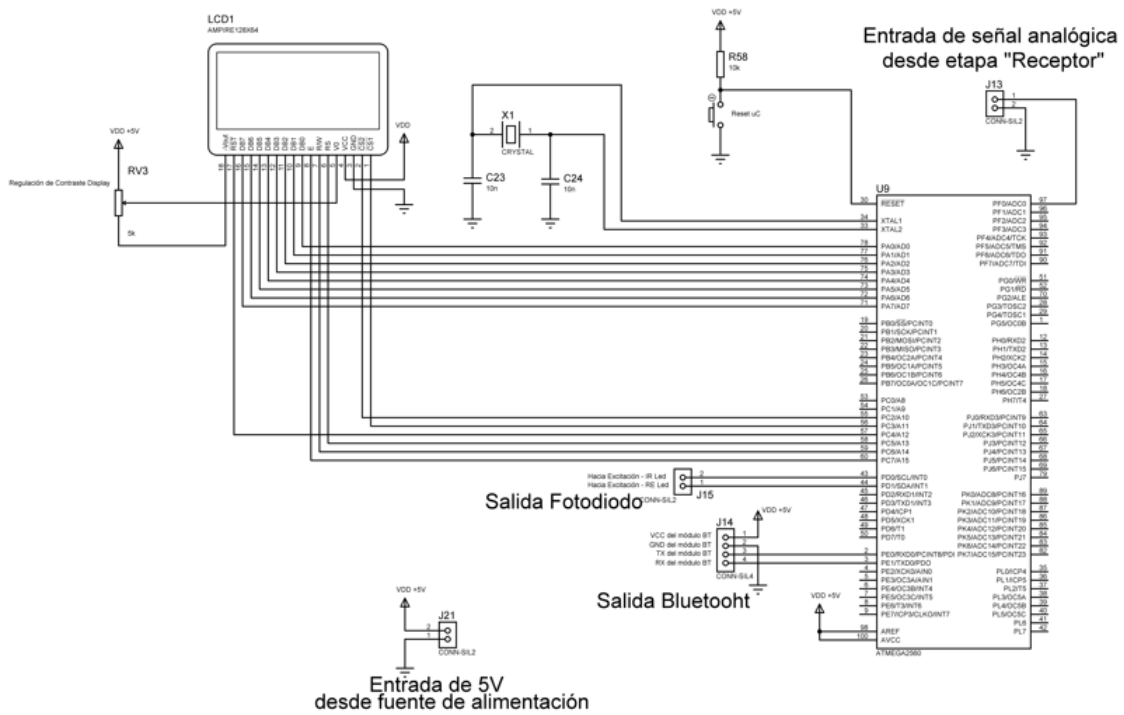


4.4 Fuente de alimentación

Se trata de una fuente de alimentación lineal regulada que provee tensiones de +/- 12V para la etapa analógica y 5V para el microcontrolador y display. Se compone de un transformador de entrada 220V y salida $\pm 15V$, un puente rectificador de diodos y tres reguladores de tensión, LM7812, LM7912 para la etapa de acondicionamiento de señal y un LM7805 para las etapas de lógica. El circuito se muestra en la figura:



4.5 Microcontrolador y Display



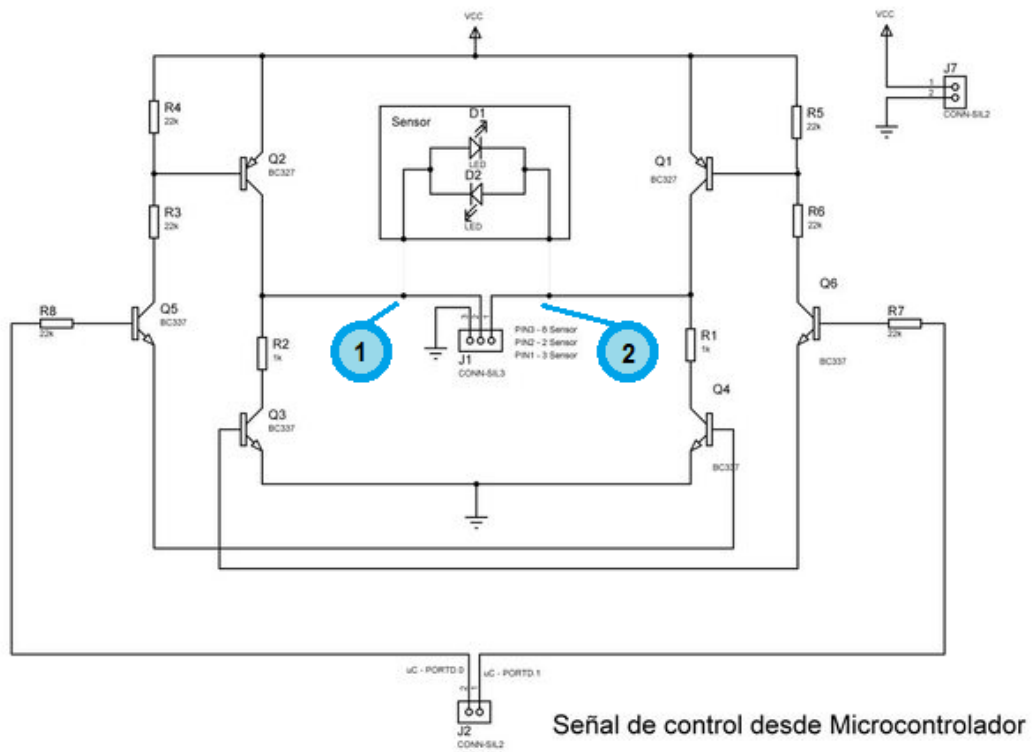
Como se mencionó en el capítulo 3 referente al Hardware utilizado, se elige usar el microcontrolador Atmega2650 debido a su bajo y fácil adquisición en el mercado local.

Cabe destacar que el uso de este microcontrolador está ampliamente difundido alrededor del mundo, incluso los kits de Arduino utilizan el mismo Vendor de microcontrolador que el utilizado en este proyecto.

Para mostrar los resultados se elige un display marca Xiamen Ocular debido a su bajo costo y su disponibilidad en el mercado local. Se trata de un display de 128x64 pixeles ya que con esta medida nos aseguramos de poder mostrar toda la información simultáneamente. Su alimentación es de 5V y tiene fondo azul, con el fin de seguir la tendencia utilizada en equipamiento electromédico.

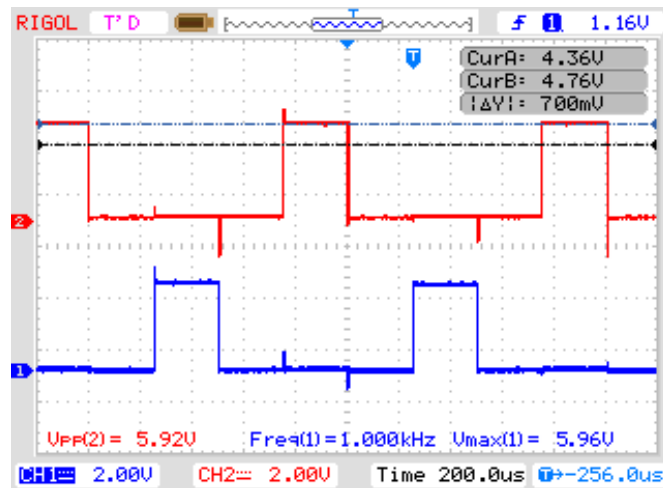
5. SEÑALES OBTENIDAS

5.1 Circuito excitador



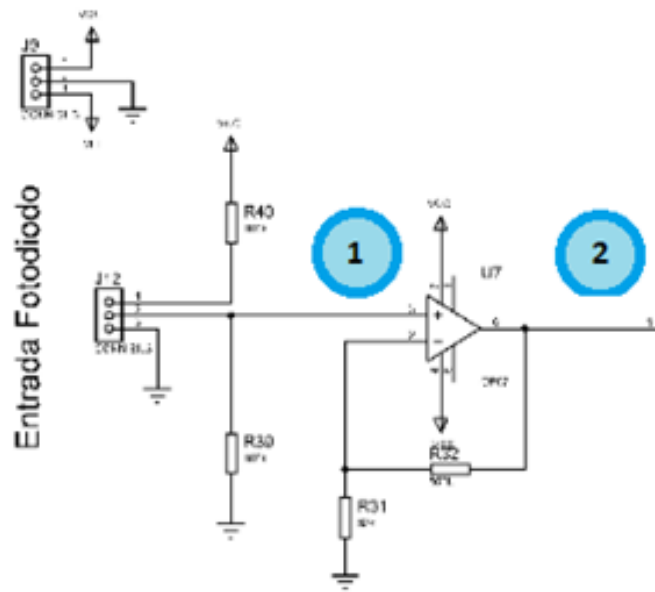
Puntos 1 y 2

Esta señal es la obtenida en el fotodiodo del sensor. En la imagen podemos apreciar la presencia de grandes niveles de ruido de frecuencias altas y bajas (producto de la respiración) y un gran nivel de ruido perteneciente a los 50 hz de la línea eléctrica. También hay una gran presencia de ruido por conmutación



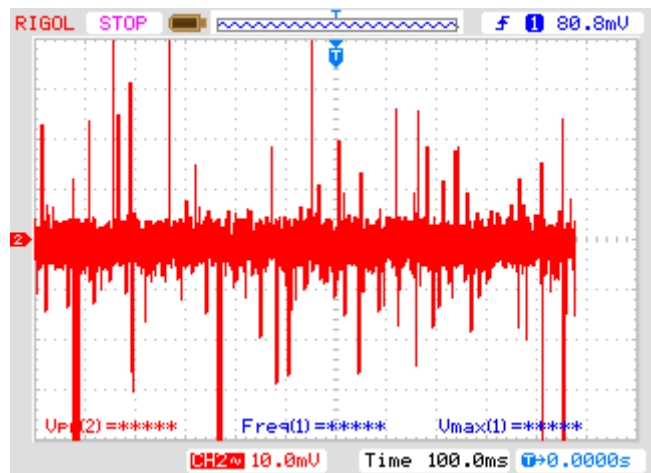
5.2 Etapa de acondicionamiento de señal

Amplificador de transimpedancia



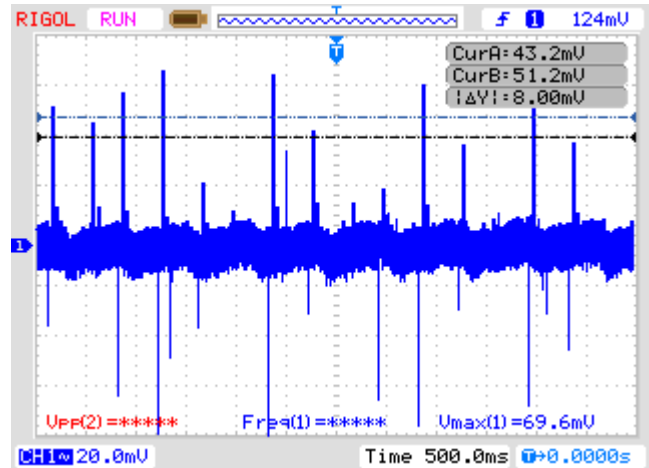
Punto 1

Esta señal es la obtenida en el fotodiodo del sensor. En la imagen podemos apreciar la presencia de grandes niveles de ruido de frecuencias altas y bajas (producto de la respiración) y un gran nivel de ruido perteneciente a los 50 hz de la línea eléctrica. También hay una gran presencia de ruido por conmutación

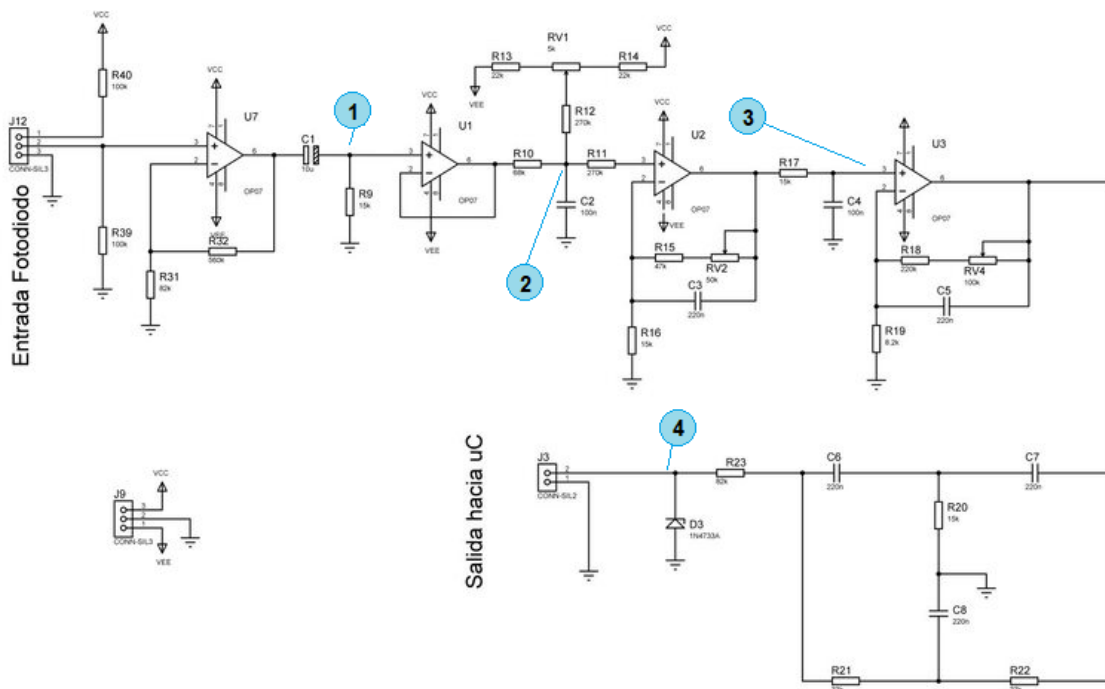


Punto 2

En este punto, se obtiene la señal pletismográfica midiendo en la salida del amplificador de transimpedancia. Cabe destacar que ambas longitudes de onda se encuentran juntas. Se puede apreciar el alto nivel de ruido por conmutación.



5.3 Etapa de acondicionamiento de señal Amplificación y filtrado

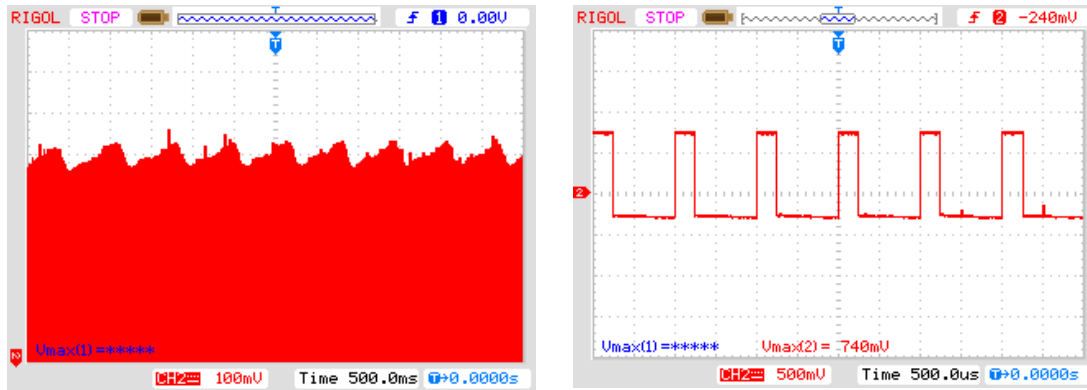


Punto 1

En la entrada del circuito de recepción podemos verificar que la luz tiene que atravesar aparte de la sangre oxigenada (arterial) y la reducida (venosa), otros tejidos, como huesos, uñas y la piel.

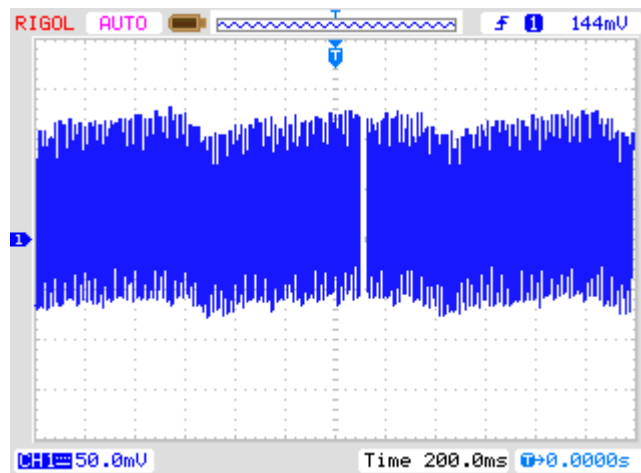
Para distinguir la sangre arterial entre todos estos tejidos, se utiliza la técnica descubierta en 1974 por el japonés Takuo Aoyagi que observó que la variación del

volumen de la sangre con cada pulso se podría utilizar para obtener una señal dependiente sólo de las características de la sangre. Por ello se analiza únicamente la parte pulsátil de la señal que se debe exclusivamente a la sangre arterial. Además, podemos ver como la señal pletoisométrica viene “montada” sobre una señal de 1Khz que se utiliza de muestreo. En esta primera etapa se diseñó un filtro pasa altos con frecuencia de corte de 0,8 Hz con el fin de eliminar la frecuencia provocada por movimientos provocados por la respiración.



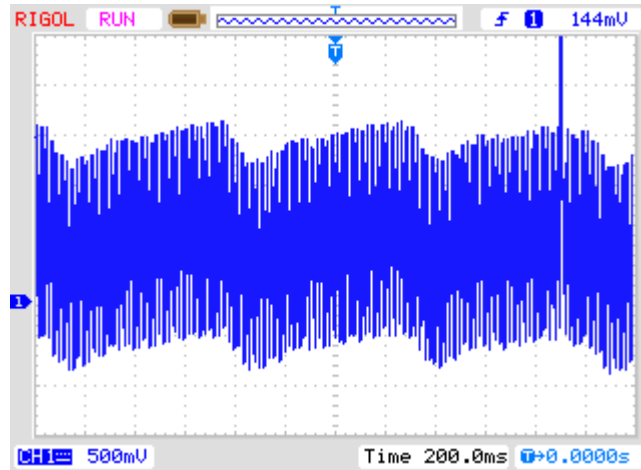
Punto 2

Luego de las etapas iniciales de filtrado se observa la presencia de la señal pletoisométrica en la entrada del primer amplificador. En este punto se verifica que la señal a obtener aún presenta altos niveles de ruido de alta frecuencia que serán filtrados a posterior.



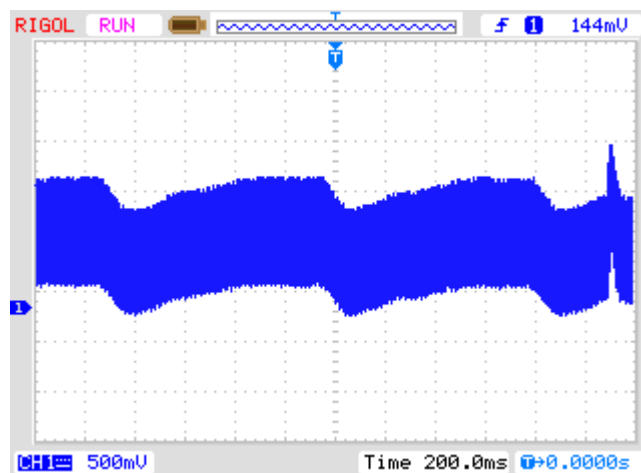
Punto 3

En esta etapa se implementa un filtro pasa bajos con una frecuencia de corte de 7.2 Hz, suficientes para permitir el paso de frecuencias cardíacas aún por sobre los niveles normales. Luego se ingresa la señal a un amplificador sumador de ganancia 3. Esta etapa comienza con un amplificador seguidor para separar la etapa de filtrado y de amplificación.



Punto 4

Por último, se agrega un filtro pasa bajos con una frecuencia de corte de 7.2 Hz y a continuación un amplificador sumador de ganancia 3 para aumentar la amplitud y sumarle un nivel de continua ajustable con un preset para poder ingresarla adecuadamente al microprocesador. Ambos circuitos son separados mediante un amplificador seguidor de tensión con el propósito de evitar oscilaciones no deseadas.



CAPÍTULO 6

PROGRAMACIÓN

6.1 INTRODUCCIÓN

La programación se realiza en lenguaje C que luego el compilador transformará a lenguaje máquina. El programa consta de un bloque principal MAIN que es donde correrá el llamado a las distintas instrucciones. Se debe tener en cuenta que el programa se realizó basado en funciones para la simplificación del código, la división de tareas y la comprensión posterior del código.

Dentro de este programa se encuentran las dos funciones principales: Medición de oximetría y medición de frecuencia (ritmo cardíaco). Estas funciones trabajan realizando análisis de variable discreta.

Por último, para poder realizar todas estas operaciones se guardan los datos tomados del ADC en dos vectores de variable interna de 500 posiciones.

6.2 HARDWARE UTILIZADO

Para la realización de este proyecto hemos utilizado el puerto serie de 8 bits asincrónico con una rutina de interrupción ante recepción de datos. También se utilizaron dos temporizadores de 16 bits, uno interviene en la generación de las señales de excitación y el otro para la adquisición de la señal obtenida.

Se utiliza también un conversor AD de 10 bits que sensorá las dos señales (R e Ir) recibidas.

6.3 PROGRAMA

El software fue realizado en lenguaje C y con el IDE "Codevision AVR"

El soft consta de un loop principal "main()", el cuál ejecuta el soft principal. Dentro del mismo, se encuentra un loop "while (1)", el cuál ejecutará la parte repetitiva del software.

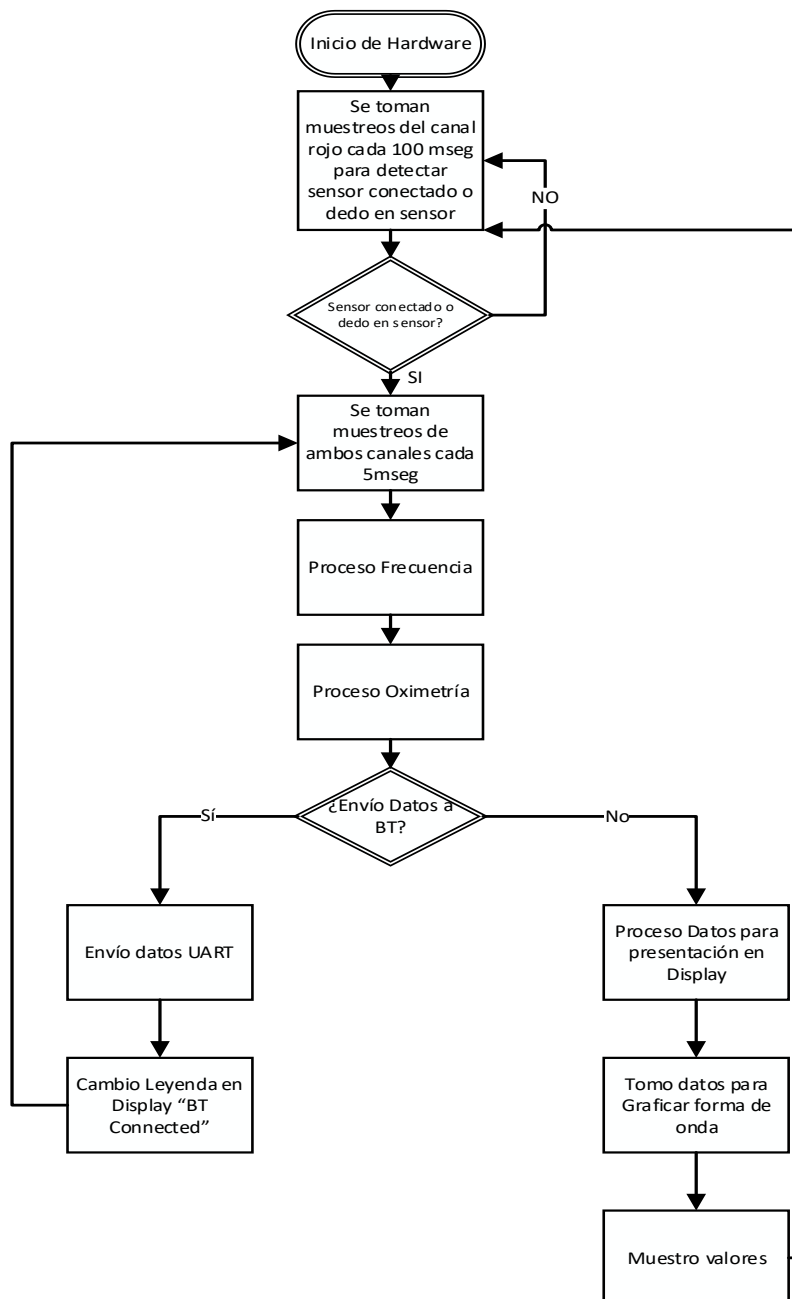
```
void main ()
{
    //Acá colocamos las instrucciones de inicialización y variables locales
    while (1)
    {
        //Acá colocamos el soft que se repetirá constantemente
    }
}
```

Se han incluido distintas librerías, que nos permitirán utilizar funciones para poder interactuar tanto con el hardware, como hacer manipulación de datos de distintos formatos (enteros, flotantes, cadenas, etc).

- Mega2650a.h: contiene todas las funciones para poder interactuar con el hardware del microcontrolador.
- stdio.h: contiene instrucciones para la el input y output de datos.

- delay.h: contiene las funciones delay_ms() y delay_us(), lo que nos permite generar delay mediante software de manera sencilla, sin la necesidad de usar un timer y sus interrupciones.
- glcd.h: librería con instrucciones que nos permiten interactuar con el display gráfico, ya sea desde sus configuraciones de setup, como interacción con el mismo para poder hacer escritura de datos.
- font5x7.h: librería para la configuración del layout de los caracteres que se escribirán en el display.
- string.h: con esta librería, obtenemos instrucciones para poder hacer manipulación de cadenas de caracteres.

En la siguiente figura se muestra el diagrama de flujo del código:



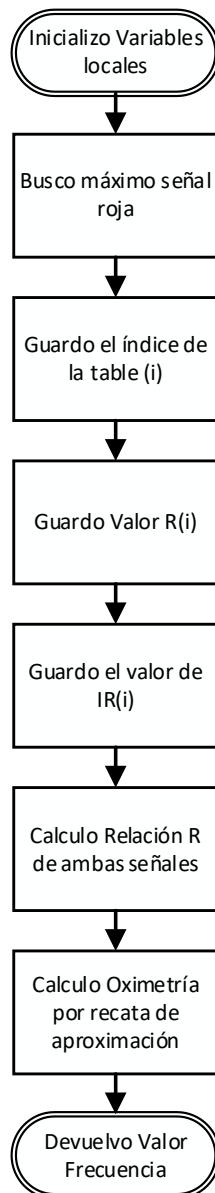
Como metodología de programación, se han diseñado distintas funciones, simplificando la programación. A continuación, definimos los prototipos de las funciones utilizadas:

- **void FUN_LIMPIAR_VECTORES_ADC(void):** función para realizar la limpieza de los vectores de almacenaje de los datos mostrados.
- **void FUN_CONFIGURAR_HARDWARE(void):** Esta función, realiza las configuraciones del hardware del microcontrolador.
- **void FUN Rutina_ARRANQUE(void):** Genera el logo de presentación del producto en el display.
- **void FUNC_TOMAR_MUESTREO_ADC(void):** habilita la adquisición de datos de los canales del conversor analógico/digital.

- **void FUN_DIBUJAR_CORAZON(int x, int y):** dibuja un corazón en el display, dónde indicamos las coordenadas del display dónde queremos graficarlo.
- **void FUN BORRAR_CORAZON(int x, int y):** ídem anterior, pero borra esos puntos graficados.
- **float FUN_LEER_OXIGENACION(void):** procesa los datos obtenidos en los vectores, y hace el cálculo de la oximetría.
- **int FUN_LEER_FRECUENCIA(void):** procesa los datos obtenidos en los vectores, y hace el cálculo de la pulsación sanguínea.

De las funciones anteriores listadas, procederemos a explicar las más importante, que son FUN_LEER_OXIGENACION() y FUN_LEER_FRECUENCIA():

FUN_LEER_OXIGENACION(): en esta función, procedemos a obtener los máximos y mínimos de la señal roja, guardamos el índice (LOCAL_INT_I_MAX_IR) de tabla dónde la encontramos. Luego, en dos variables locales de esta función, almacenamos el valor de INT_MUESTREO_ROJO[LOCAL_INT_I_MAX_IR] y INT_MUESTREO_INFRAROJO[LOCAL_INT_I_MAX_IR] para calcular el porcentaje de oxigenación en sangre y devolver ese valor.



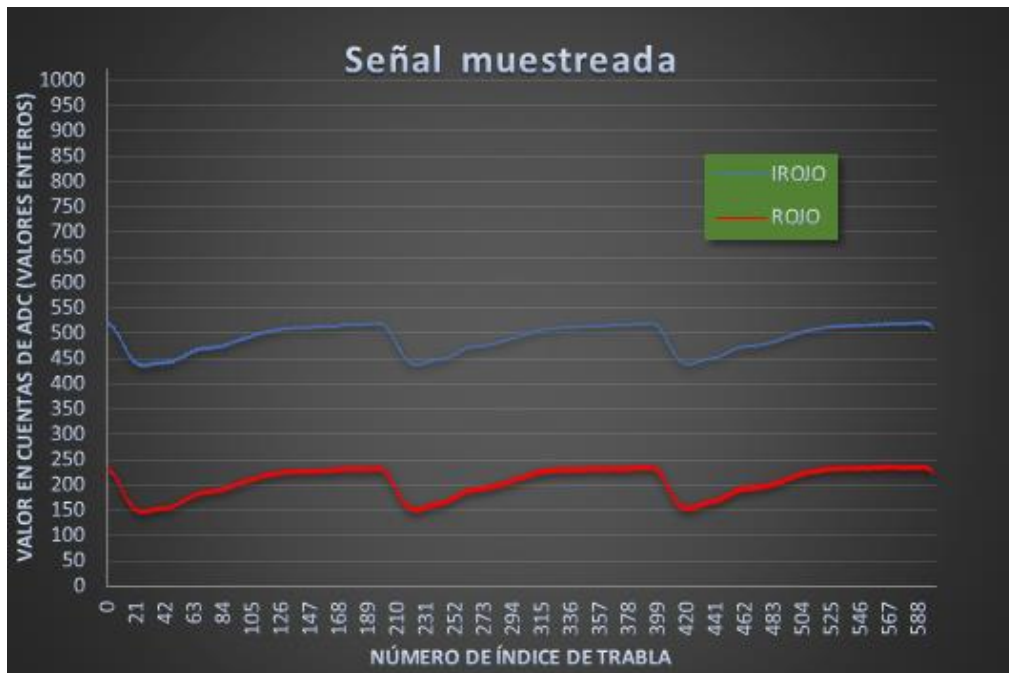
FUN_LEER_FRECUENCIA():

Como consideraciones iniciales, Debemos tener en cuenta que la señal que estaremos analizando, es una señal continua y periódica, pero a su vez, en cada período tendremos características distintas en cuánto a su amplitud pico-a-pico y su valor de continua. Esto nos dificultará encontrar parámetros con los cuales referenciarnos para el inicio y fin de la medición del período.

Una de las opciones que tenemos, es la medición por máximos y mínimos: sabiendo que por el vector que tenemos de muestreo, podremos tener entre dos y tres máximos y mínimos; si encontramos el valor en el tiempo que separa dos mínimos o dos máximos, podremos tomar el valor del período de la señal.

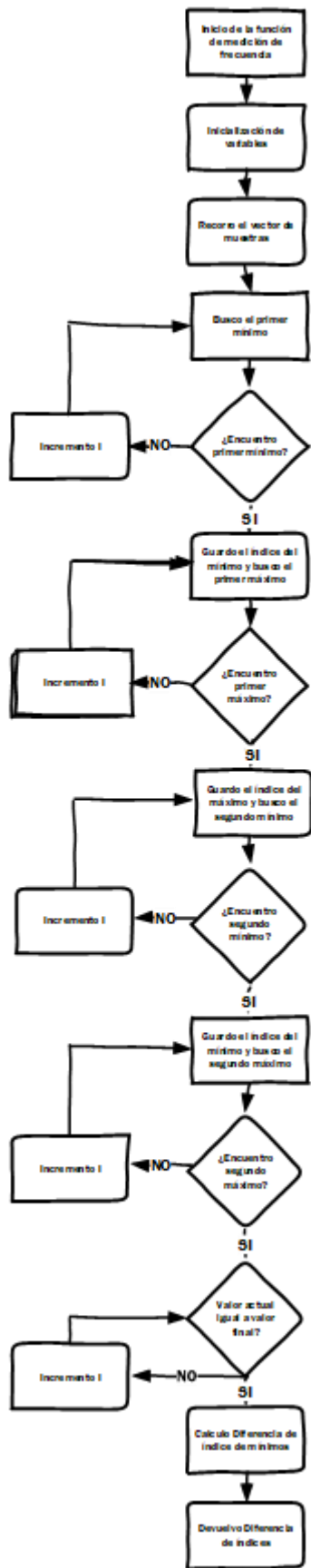
Como los valores se encuentra digitalizados en un vector de muestreo (podremos especificar que es una matriz, debido a que tenemos dos vectores con los valores digitalizados de la señal roja e infrarroja), cuyos valores fueron tomados en tiempos definidos, al encontrar la diferencia entre los índices de los máximos o mínimos, y multiplicados por una constante derivada del tiempo de muestro, podremos obtener el ritmo cardíaco.

Antes de poder diseñar un algoritmo de medición, es necesario entender y observar cómo el microcontrolador digitaliza la señal: basándonos en un análisis externo de la digitalización de la señal, podremos definir características de la señal de dónde obtener máximos y mínimos. Una de las señales analizadas, nos otorga el siguiente muestreo:



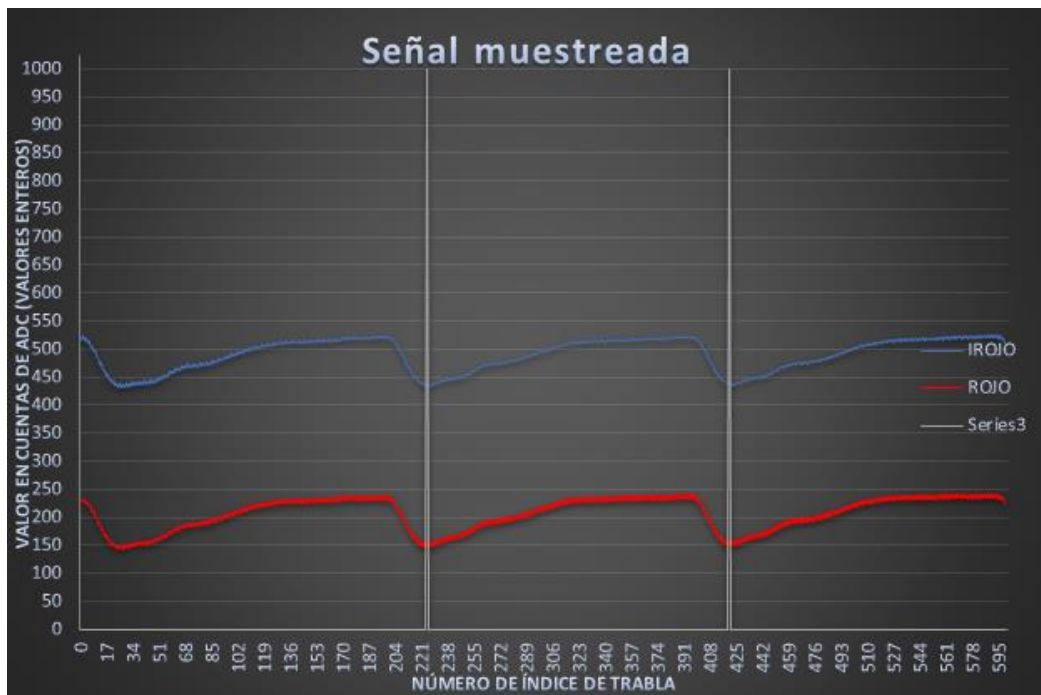
Observando esta señal, decidimos por tomar los valores que corresponden a los mínimos para poder obtener la frecuencia, debido a que son “más marcados” que los máximos. Esto nos dará márgenes más definidos para poder encontrar los mínimos de la señal, y así obtener el período de la señal.

Analizando los valores dónde se encuentran los mínimos y los máximos, definimos un flujo simple como el siguiente:



Es importante mencionar que, en este punto, que hemos optado por medir la frecuencia en la señal infrarroja: esto es debido a que como la misma tiene más amplitud, nos permite obtener una mayor diferencia entre valores en el momento de detectar los mínimos. Todo esto es debido a que los valores de amplitud que tenemos digitalizados en valores enteros, tenemos un error de medición asociado a la conversión analógico-digital del sistema. Basándonos en el error de medición del método de digitalización, tenemos que cada cuenta representa 4mV/cuenta, si la tensión de referencia del ADC es de 5V y el ADC es de 1024 valores; mientras más alto es el valor de la cuenta, menor será el error de medición.

Ahora, si analizamos los valores de uno de los muestreos, nos centraremos en dos de los mínimos:



ID	ROJO	IROJO
200	236	518
201	227	520
202	231	515
203	220	513
204	225	508
205	214	508
206	216	500
207	202	496
208	207	489
209	193	488
210	195	479
211	181	475
212	186	468
213	173	468

214	175	459
215	162	456
216	169	451
217	157	452
218	162	445
219	151	444
220	159	440
221	149	443
222	156	438
223	146	438
224	156	436
225	147	440
226	155	436
227	147	438
228	158	437
229	150	442
230	159	440
231	151	441
232	162	441
233	155	446
234	163	444
235	155	445
236	166	444
237	158	449
238	166	447
239	158	447
240	168	447

Vemos por tabla, que en la posición 224 de la tabla (para la explicación de este caso hemos omitido los primeros 200 valores) encontramos un mínimo de la señal. Hemos definido como criterio de mínimo que:

$$Si \left\{ \begin{array}{l} IR_{[I]} + OFFSET_TENSION < IR_{[I+OFFSET_FRECUENCIA]} \\ \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad y \\ IR_{[I]} + OFFSET_TENSION < IR_{[I+2xOFFSET_FRECUENCIA]} \\ \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad y \\ IR_{[I]} + OFFSET_TENSION < IR_{[I-OFFSET_FRECUENCIA]} \\ \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad \qquad y \\ IR_{[I]} + OFFSET_TENSION < IR_{[I-2xOFFSET_FRECUENCIA]} \end{array} \right.$$

Entonces, en I tenemos un mínimo. Los offset son valores que en el software son definidos mediante un `define`, lo que nos ayuda a poder ajustar este valor más fácilmente, sin tener que estar usando posiciones de memoria para guardar una variable por un dato físico.

Para el caso del offset de Frecuencia, hemos analizado la pendiente que va del máximo al mínimo para definir esto: lo definimos en un valor de "5", de modo que, al duplicarlo en uno de los condicionales, nos otorgue un valor de 10. Esto nos termina garantizando que el análisis de las condiciones se realiza en el valle del pico mínimo, y no con valores de la cresta del máximo. Por último, el valor del offset de Tensión, lo hemos asignado de modo de mejorar el condicionante de mínimo: sin ese valor, con que haya una cuenta de diferencia producto del error de cuenta del ADC, valdría para darlo como válido. Entonces, si el valor actual le sumamos un valor constante, hará que la condición sea válida "sii" es verdaderamente un mínimo. A los fines prácticos del proyecto, hemos definido ese valor en 5.

Analizando esto con la tabla, veremos que la condición se cumple exitosamente.

$$Si \left\{ \begin{array}{l} 436 + 5 < 444 \\ y \\ 436 + 5 < 459 \\ y \\ 436 + 5 < 442 \\ y \\ 436 + 5 < 444 \end{array} \right.$$

Entonces, en I=224 tenemos un mínimo.

Para el caso del máximo, el algoritmo de medición no requiere que sea preciso el momento en el que se encuentra este valor, sólo debe encontrarse para que el algoritmo pueda proseguir encontrando el mínimo.

$$\left\{ \begin{array}{l} IR_{[I]} > IR_{[I+OFFSET_{FRECUENCIA}]} \\ y \\ IR_{[I]} > IR_{[I+2xOFFSET_{FRECUENCIA}]} \\ y \\ IR_{[I]} > IR_{[I-OFFSET_{FRECUENCIA}]} \\ y \\ IR_{[I]} > IR_{[I-2xOFFSET_{FRECUENCIA}]} \end{array} \right.$$

Entonces, podemos decir que en I encontramos un máximo.

Por último, sabiendo la cantidad de cuentas de diferencia entre mínimos, podremos obtener la frecuencia cardíaca. El análisis es el siguiente:

$$\begin{array}{l} \sim \\ 1 \text{ cuenta} \quad \text{-----} \quad 5 \text{ mseg} \\ x \text{ cuenta} \quad \text{-----} \quad Y \text{ mseg} \\ Y = 5\text{mseg} \times [DIFERENCIA DE CUENTAS] \end{array}$$

Como el valor lo queremos expresado en p.p.m. (pulsaciones por minuto)

$$FREC_{[PPM]} = \frac{60 * 200}{[DIFERENCIA DE CUENTAS]}$$

El valor de 200 es por la inversa de 5mseg y el de 60 por la conversión a pulsaciones por minuto.

Esta última división la hemos realizado externamente utilizando una simple planilla de Excel: el motivo es la de evitar realizar una división de punto flotante en 8 bits, mientras que podemos realizarla en un procesador externo y generar una matriz en el microcontrolador, la cual tendrá en su primera columna la diferencia de índices de cuenta, y en la segunda columna el valor de frecuencia que luego mostraremos en el display del Pulsioxímetro.

Configuración del temporizador: Para este caso, se implementa uno de los temporizadores de 16 bits que tiene este microcontrolador. Además, se procede a utilizar un solo temporizador, el cual se reiniciará cada vez que el contador TCNT1 sea igual al registro OCR1A, y en la configuración, se setea para que se genere una interrupción cada vez que sucede este evento. En esta interrupción, setea la conmutación de los puertos que gobiernan los LEDs del sensor y el muestreo de las señales.

CAPÍTULO 7

MANUAL DE USUARIO

7.1 Introducción



AVISO: El oxímetro está pensado únicamente como complemento en la evaluación de los pacientes. Deberá utilizarse junto con los signos y síntomas clínicos. No tome decisiones clínicas en función únicamente de las determinaciones del oxímetro.

El pulsioxímetro está indicado para la monitorización no invasiva y continua de la saturación de oxígeno funcional de la hemoglobina arterial (SpO₂) y el pulso. El pulsioxímetro está destinado al uso en pacientes neonatos, pediátricos y adultos con buena o mala perfusión, en hospitales, en instalaciones hospitalarias, durante el transporte -intrahospitalario y en el hogar. Sólo para uso por prescripción.

Nota: El uso hospitalario engloba generalmente departamentos tales como los de cuidados generales, quirófanos, intervenciones especiales, cuidados intensivos y críticos dentro del hospital, así como en instalaciones hospitalarias. Las instalaciones hospitalarias incluyen las consultas de los médicos, los laboratorios de sueño, las instalaciones de enfermería especializada, los centros quirúrgicos y los centros para enfermedades subagudas. El transporte intrahospitalario incluye el transporte de un paciente dentro del hospital o de las instalaciones hospitalarias. El uso con cualquier paciente requiere la elección de un transductor de oxígeno apropiado (sensor) como se describe en este Manual de instrucciones.

7.2 Descripción general

El grado de saturación del oxígeno contenido en la sangre se refiere al porcentaje del volumen de hemoglobinas oxigenadas (HbO₂) sobre el volumen total de hemoglobinas (Hb) susceptibles de combinarse con el oxígeno. Es decir, la densidad del oxígeno contenido en la sangre refleja el grado de saturación de hemoglobinas oxigenadas. Se trata de un parámetro fisiológico muy importante del sistema de circulación respiratoria. Muchas enfermedades del sistema respiratorio pueden causar la reducción de la saturación de la hemoglobina. Además, la disfunción de la regulación automática del organismo causado por la anestesia, las traumas de operaciones quirúrgicas y lesiones causadas por algunos exámenes médicos pueden perturbar el suministro de oxígeno del paciente que hace descender la saturación de la hemoglobina, lo cual da origen a algunos efectos adversos en el paciente tales como síntomas de mareo, vómitos e inercia.

De no adoptar medidas terapéuticas oportunas, un caso de gravedad puede comprometer la vida del paciente. Por lo tanto, medir la saturación del oxígeno de la sangre del paciente ayuda al médico a descubrir a tiempo los problemas, valiéndose de esta detección. El Oxímetro de Pulso Digital (en adelante denominado oxímetro) tiene como ventajas su reducido volumen (portátil), bajo consumo energético y fácil operación. Para la detección, basta con

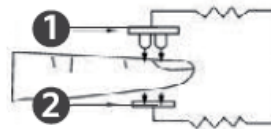
introducir un dedo en el detector fotoeléctrico y el instrumento extrae datos mediante un detector fotosensible, para luego mostrarlos en el display. Diversos ensayos clínicos demuestran la alta precisión del equipo.

7.3 Principio de detección

El principio de detección del oxímetro es el siguiente: Se realiza un cálculo utilizando los datos adquiridos y procesados, haciendo uso de la Ley Lambert Beer de acuerdo con las características de absorción de espectro reducible de la hemoglobina (RHb) y de la oxihemoglobina (O2Hb) en las zonas de rayos rojos y rayos infrarrojos cercanos. La operación principal del instrumento reside en la tecnología de inspección fotoeléctrica de oxihemoglobina adoptada en concordancia de la tecnología de escáner y registro de la capacidad del pulso, de esta manera, dos haces de rayos de diferente frecuencia (660nm de rayos rojos y 940nm de rayos infrarrojos cercanos) pueden enfocarse en la uña humana a través del sensor tipo digital. Luego se obtiene la señal medida por un elemento fotosensible, y la información adquirida será mostrada en un display, luego de ser procesada en un microprocesador y circuitos electrónicos.

ESQUEMA DEL PRINCIPIO DE OPERACIÓN

1. Emisión de rayos infrarrojos.
2. Recepción de rayos infrarrojos.



7.4 Requerimientos de seguridad

1. No utilice el oxímetro en un ambiente de imágenes de resonancia magnética (MRI) o tomografías computadas (CT).
2. No utilice el oxímetro en situaciones donde se requieran alarmas, pues el equipo no tiene función de alarma.
3. Riesgo de explosión: No utilice el oxímetro en un ambiente de gas anestésico inflamable.
4. El oxímetro sólo desempeña un papel auxiliar para el diagnóstico del paciente, por lo que debe ser usado en conjunto con otros métodos de diagnósticos de síntomas y signos clínicos.
5. Es aconsejable examinar con frecuencia el lugar de aplicación del sensor del oxímetro para determinar el posicionamiento del sensor y la normal circulación y sensibilidad de la piel del paciente
6. Excesiva tensión del adhesivo envolvente con el que se fija el sensor sobre la superficie de la piel, puede originar mediciones erróneas y causar ampollas en la piel del paciente.
7. Lea detenidamente el manual de instrucciones antes del uso.
8. El oxímetro no tiene función de alarma y no es para monitoreo continuo.

9. El uso prolongado o la condición del paciente, pueden requerir el cambio del lugar de aplicación del sensor periódicamente. Cambie el lugar de aplicación del sensor y verifique la integridad de la piel, el estado de circulación al menos cada 4 horas.

7.5 Mediciones incorrectas

1. La esterilización con óxido de etileno, el autoclavado o sumergir el sensor en líquido puede causar errores en la medición.
2. Niveles importantes de hemoglobina disfuncional (tales como carboxihemoglobina, metahemoglobina y sulfahemoglobina) pueden causar errores en la medición.
3. La sobredosis de colorantes en las venas puede causar errores de la indicación.
4. La medición de la saturación de la hemoglobina puede verse afectada por la presencia de un ambiente con mucha luz. Si es necesario, se puede colocar una cubierta de protección sobre el sensor (por ejemplo, una toalla de desinfección).
5. Los movimientos excesivos del paciente pueden causar errores de la indicación.
6. Pulsaciones venosas pueden causar errores de indicación.
7. El posicionamiento del sensor en una extremidad con una manga de un tensiómetro, catete arterial o línea intravascular puede causar errores de indicación.
8. La hipotensión, la vasoconstricción, la anemia severa o la hipotermia del paciente pueden causar errores de indicación.
9. Si el paciente está en un paro cardíaco o en shock puede generar errores de indicación.
10. Esmalte de uñas o uñas postizas pueden causar errores de indicación.

7.6 Instrucciones de uso

1. Conecte el equipo a la red eléctrica y enciéndalo.
2. Abra el sensor presionando como se indica en la figura de abajo.



3. Ponga uno de los dedos en el aloje (el dedo debe ser colocado suficientemente adentro), luego deje de presionar el sensor.

4. El dedo no debe temblar mientras el oxímetro esté midiendo. Es recomendable que el cuerpo

no se mueva.

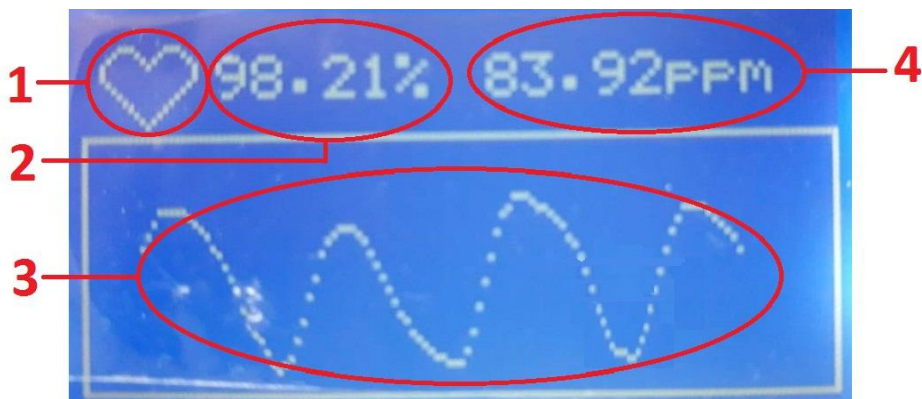
5. Lea los datos obtenidos en el display.



El material interno del sensor es de uso médico, atóxico, y no causa consecuencias adversas en la piel del cuerpo humano.

El dedo debe ponerse con la uña hacia arriba.

7.7 Indicación de display:



- 1- El corazón indica que el instrumento está en proceso de obtener la siguiente medición.
- 2- Resultado de la medición de SPO2.
- 3- Resultado de la medición de frecuencia cardíaca.
- 4- Señal pletismográfica.

7.8 Limpieza

Utilice un paño humedecido con un 70% de alcohol para limpiar la goma interior del alojamiento para el dedo. Permita que el oxímetro se seque completamente antes de volver a utilizarlo. No vierta ni derrame ningún tipo de líquido sobre el oxímetro, y evite que ingresen líquidos en cualquier abertura del mismo.

7.9 Posibles problemas y soluciones

Problema	Causa	Solución
No se indican normalmente los valores de SpO2 o frecuencia del pulso.	<ol style="list-style-type: none"> 1. El dedo no está colocado correctamente. 2. El valor del oxígeno en hemoglobina del paciente es muy bajo para ser medido. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Introduzca correctamente el dedo e intente nuevamente. 2. Intente varias veces si hay seguridad de que no hay problemas en el producto. Diríjase al hospital oportunamente para un diagnóstico exacto.
La indicación de los valores de SpO2 y frecuencia del pulso es inestable.	<ol style="list-style-type: none"> 1. El dedo puede no haberse introducido suficientemente adentro. 2. El dedo está temblando o el cuerpo del paciente se está moviendo. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Introduzca correctamente el dedo e intente nuevamente. 2. Trate de no moverse.
No puede encenderse el oxímetro.	<ol style="list-style-type: none"> 1. El instrumento no está correctamente conectado a la red eléctrica. 2. El oxímetro puede estar dañado 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Revise la conexión. 2. Contáctese con el servicio
El display indica "Coloque el dedo o el sensor".	El equipo no logra obtener mediciones	<ol style="list-style-type: none"> 1. Revise la conexión del sensor al equipo. 2. Revise la posición del dedo

7.10 Garantía

Condiciones de ejecución de la garantía:

- Para su reparación, el producto debe ser trasladado a un servicio técnico oficial. Los gastos de traslado se regirán por la ley 24.240 (República Argentina).
- El plazo mínimo de reparación es de 2 días y el máximo es de 30 días.

- Aquellas intervenciones del personal técnico de JL Technologies. solicitadas por el usuario dentro del período de garantía, y que no fueran originadas por falla o defecto alguno de la unidad, deberán ser abonadas por el usuario.

- El presente certificado anula cualquier otra garantía implícita o explícita, por lo cual y expresamente, JL Technologies no autoriza a otras personas, sociedad o asociación, a asumir por cuenta de JL Technologies responsabilidad alguna con respecto a los productos de su propiedad.

Ante cualquier duda con respecto a la garantía, puede consultarnos a: asistenciatecnica@jltech.com.ar o bien al (11) 1234-5678.

NOTA: Para dar curso a la garantía en los servicios oficiales, deberán entregarse fotocopias de la presente hoja de garantía y del ticket de compra, sin excepción.

Los equipos que se reciban para Verificación y Reparación deberán encontrarse indetectablemente en excelente estado de limpieza.

CAPÍTULO 8

CÁLCULO DE COSTOS

Bill Of Materials for Pulsioxímetro digital

Design Title Pulsioxímetro digital
Author
Document Number
Revision
Design Created Wednesday, July 22, 2020
Design Last Modified Sunday, October 17, 2021
Total Parts In Design 86

Category	Qty	References	Value	Stock Code	Unit Cost	Total
Capacitors	1	C1	10u	Maplin AT98G	\$ 65,78	\$ 65,78
Capacitors	1	C2	100n	Maplin WW53H	\$ 11,67	\$ 11,67
Capacitors	5	C3,C5-C8	220n	Maplin WW41U	\$ 14,00	\$ 70,00
Capacitors	3	C4,C13-C14	100n	Maplin WW41U	\$ 11,67	\$ 35,01
Capacitors	2	C11-C12	2200u	Maplin VH55K	\$ 114,67	\$ 229,34
Capacitors	2	C15-C16	22u	Maplin AT99H	\$ 82,56	\$ 165,12
Capacitors	2	C17-C18	1u	Maplin WW53H	\$ 52,70	\$ 105,40
Capacitors	3	C19,C23-C24	10n	Maplin WX77J	\$ 11,67	\$ 35,01
Resistors	2	R1-R2 R3-R8,R13-	1k	M100K	\$ 4,95	\$ 9,90
Resistors	8	R14	22k	M100K	\$ 4,95	\$ 39,60
Resistors	2	R9,R17	15k	M15K	\$ 4,95	\$ 9,90
Resistors	1	R10	68k	M100K	\$ 4,95	\$ 4,95
Resistors	2	R11-R12	270k	M100K	\$ 4,95	\$ 9,90
Resistors	1	R15	47k	M100K	\$ 4,95	\$ 4,95
Resistors	2	R16,R20	15k	M100K	\$ 4,95	\$ 9,90
Resistors	1	R18	220k	M15K	\$ 4,95	\$ 4,95
Resistors	1	R19	8.2k	M15K	\$ 4,95	\$ 4,95
Resistors	2	R21-R22	33k	M100K	\$ 4,95	\$ 9,90
Resistors	2	R23,R31	82k	M100K	\$ 4,95	\$ 9,90
Resistors	1	R32	560k	M100K	\$ 4,95	\$ 4,95
Resistors	2	R39-R40	100k	M100K	\$ 4,95	\$ 9,90
Resistors	1	R58	10k	M100K	\$ 4,95	\$ 4,95
IC	4	U1-U3,U7	OP07		\$ 53,00	\$ 212,00
					\$	\$
IC	1	U9	ATMEGA128		1.607,00	1.607,00
IC	1	U10	7805		\$ 91,00	\$ 91,00
IC	1	U11	7812		\$ 84,00	\$ 84,00

IC	1	U12	7912		\$ 83,00	\$ 83,00
Transistors	2	Q1-Q2	BC327		\$ 9,00	\$ 18,00
Transistors	4	Q3-Q6	BC337		\$ 9,00	\$ 36,00
Diodes	2	D1-D2	LED		\$ 8,00	\$ 16,00
Diodes	1	D3	1N4733A		\$ 8,00	\$ 8,00
Miscellaneous	1	BR1	KBU4A		\$ 8,00	\$ 8,00
Miscellaneous	4	J1,J9,J12,J16	CONN- SIL3		\$ 65,00	\$ 260,00
Miscellaneous	4	J2-J3,J7,J21	CONN- SIL2		\$ 60,00	\$ 240,00
Miscellaneous	3	J13-J15	CONN- SIL4		\$ 60,00	\$ 180,00
Miscellaneous	4	J17-J20	CONN- SIL5		\$ 60,00	\$ 240,00
Miscellaneous	1	LCD1	AMPIRE128X64		\$	\$
Miscellaneous	1	RV1	5k	Digikey 3252W-501LF- ND	1.200,00	1.200,00
Miscellaneous	1	RV2	50k		\$ 83,00	\$ 83,00
Miscellaneous	1	RV3	5k		\$ 70,00	\$ 70,00
Miscellaneous	1	RV4	100k		\$ 83,00	\$ 83,00
Miscellaneous	1	X1	CRYSTAL		\$ 96,00	\$ 96,00
Miscellaneous	1	TR1	15V		\$ 104,70	\$ 104,70
Miscellaneous	4	Pertinax	10x10		\$ 850,00	\$ 850,00
Miscellaneous	1	Sensor	Nellcor		\$ 100,00	\$ 400,00
Miscellaneous	1	BT Module			\$	\$
Miscellaneous	1	Case			6.700,00	6.700,00
					\$ 733,00	\$ 733,00
					\$	\$
					1.500,00	1.500,00
						15758,63

El costo del proyecto se estima en **15.758,63** expresado en pesos argentinos.

CAPÍTULO 9

CONFIABILIDAD Y ESTUDIO DE GARANTÍAS

La confiabilidad es la probabilidad que tiene un elemento de cumplir su función durante un tiempo estipulado, en condiciones de funcionamiento determinadas. Para cada componente electrónico se define una tasa de falla o F.R. Este valor representa la cantidad relativa de fallas por unidad de tiempo para cada componente. Este análisis se hará teniendo en cuenta las siguientes consideraciones según tablas:

Condición	Pe	Condiciones ambientales
Gb	1	Terrestre Benigna: condiciones ambientales óptimas (temperatura entre 20 y 25 °C, humedad moderada y ambiente limpio), personal capacitado y posibilidad de mantenimiento.
Gf	3	Terrestre Fija: condiciones ambientales no óptimas, con temperatura y humedad variando entre amplios límites, personal no capacitado, ambientes sucios y pocas posibilidades de mantenimiento
Mt	6	Móvil Terrestre: condiciones similares a GF con el agregado de variaciones y shocks.
Mm	8	Móvil Marítimo: condiciones similares a GF con el agregado de atmósfera agresiva (salina) y vibraciones mecánicas.
Ma	30	Móvil aeronáutico: condiciones ambientales y de operación similares a Gf con el agregado de baja presión atmosférica y vibraciones de alta frecuencia.

Denominación	Πq	Nivel
Comercial	30	1 - componentes comerciales que responden a especificaciones generales. Se compran en comercios minoristas.
Industrial	3	2 - Componentes de tipo industrial o profesional. Se compran en fábrica o en distribuidores especializados.
Militar	1	3 - Se aplica en dispositivos de uso espacial, militar o nuclear y deben cumplir especificaciones mucho más estrictas que los otros niveles.

Para nuestro proyecto tenemos lo siguiente:

Componente	Cantidad	FRb	Pe	Πq	FRp
C. Cerámico	12	0,015	1	30	5,4
C. Electrolítico	7	0,015	1	30	3,15
Resistores	28	0,01	1	30	8,4
Diodos	2	0,005	1	30	0,3
Leds	5	0,015	1	30	2,25
C.I.	10	0,025	1	30	7,5
Transistores	6	0,02	1	30	3,6
Pines	16	0,001	1	30	0,48
Pulsadores	1	0,05	1	30	1,5
Soldaduras	600	0,0002	1	30	3,6
Total					36,18

El factor P_e , según condiciones ambientales, adoptado será $P_e = 1$. Esto es así debido que las droguerías, farmacias, establecimientos de distribución de medicamentos tienen su atmósfera controlada ambientalmente para preservar la buena calidad del medicamento.

Luego, el factor Π_q , de ajuste por calidad de elemento, adoptado será $\Pi_q = 30$.

Esto es así debido a que los elementos utilizados han sido componentes con esa calidad. En base a estos factores podemos proceder al cálculo de FR_{Total} :

$$FR_p = FR_{base} \cdot P_e \cdot \Pi_q \quad FR_{Total} = \text{Sumatoria } FR_p = \mathbf{36.18}$$

También consideramos que nuestro equipo trabajará a tiempo completo de lunes a domingo con un período ocioso de alrededor de 16 hs. a la semana. Esto sería un porcentaje de uso del 90%.

Pretendemos, ahora sí, calcular la confiabilidad del sistema para 3 casos distintos:

- Medio año: Promedio de 180 días => 162 días activos => 3888 horas
- Un año: Promedio de 365 días => 328 días activos => 7884 horas
- Dos años: Promedio de 730 días => 657 días activos => 15768 horas

Con el FR_{Total} y los tiempos de misión buscados podemos hallar el valor de la confiabilidad del proyecto.

- $R_{Total} = e^{-(t \cdot FR_{Total})} = e^{-(3888 \times 36,18/10^6)} = 86.98\%$
- $R_{Total} = e^{-(t \cdot FR_{Total})} = e^{-(7884 \times 36,18/10^6)} = 75.85\%$
- $R_{Total} = e^{-(t \cdot FR_{Total})} = e^{-(15.768 \times 36,18/10^6)} = 56.72\%$

Garantía

JL Technologies				
Póliza de garantía N°				
<i>Datos para ser llenados por el distribuidor:</i>				
Nombre Distribuidor:				
Producto:		Nro de serie:		
Calle y Nro:		C.P:		
Ciudad:		País:		
Provincia:				
Fecha de compra:				
<i>Sello y Firma del distribuidor</i>				
<p>La Cía. JL Technologies garantiza por 1 (un) año a partir de la fecha de compra, el funcionamiento de este producto contra cualquier defecto en los materiales y mano de obra empleados para su fabricación. Nuestra garantía incluye la reparación, reposición, o cambio del producto y/o componentes sin cargo alguno para el cliente, incluyendo mano de obra, así como los gastos de transportación derivados del cumplimiento de este certificado.</p> <p>JL Technologies se compromete a entregar el producto en un lapso no mayor de 30 días contados a partir de la fecha de recepción del mismo en nuestros talleres de servicio. No reasumirá responsabilidad alguna en caso de demora del servicio por causas de fuerza mayor. Para hacer efectiva esta garantía, no podrán exigirse mayores requisitos que presentarla sellada por el establecimiento comercial donde se adquirió, de no contar con ésta bastará la factura de compra.</p> <p>ESTA GARANTIA NO SERÁ VÁLIDA BAJO LAS SIGUIENTES CONDICIONES</p> <ol style="list-style-type: none">1. Cuando esta póliza manifestara claros signos de haber sido alterada en los datos originales consignados en ella.2. Cuando el uso, cuidado y operación del producto no haya sido de acuerdo con las instrucciones contenidas en el instructivo de operación.3. Cuando el producto haya sido usado fuera de su capacidad, maltratado, golpeado, expuesto a la humedad, mojado por algún líquido o sustancia corrosiva, así como por cualquiera otra falla atribuible al consumidor.4. Cuando el producto haya sido desarmado, modificado o reparado por personas no autorizadas por JL Technologies5. Cuando la falla sea originada por el desgaste normal de las piezas debido al uso. <p>Ninguna otra garantía verbal o escrita diferente a la aquí expresada será reconocida por JL Technologies.</p> <p>NOTA: En caso de extravío de la presente garantía, el consumidor deberá recurrir a su proveedor para que le sea expedida otra, previa presentación de la nota de compra o factura respectiva.</p> <p>JL Technologies Quilmes, Buenos Aires, Argentina C. P. 1879, Tel. 2346-5789 www.jltechnologies.com.ar</p>				

Bibliografía consultada

- *Elementos de Fisiología*. Langley, L.L. Acribia. Zaragoza.
- *Fisiología*. Selkurt, E.E. El Ateneo. Buenos Aires.
- www.nonin.com
- www.digchip.com
- www.oximetro.com.mx
- *Diseño y construcción de un oxímetro de pulso portátil*. Trabajo de grado previo a la obtención del título de grado de INGENIERO ELECTRÓNICO. Juan Carlos Ronquillo Ordóñez – Pamela Alexandra Salgado Espinoza. Universidad Del Azuay. Cuenca, Ecuador.
- Mecanismos de filtrado aplicados a señales de un oxímetro de pulso - D. Suárez, Y. Forneiro, E. Alba Instituto Central de Investigación Digital. La Habana, Cuba.
- Diseño y construcción de un oxímetro de pulso mediante la utilización de una plataforma de automatización MOMENTUM – Proyecto de grado para la obtención del título de Ingeniería. Luis Fabricio Aguirre Valencia. Sangolquí, Ecuador.



Ultralow Offset Voltage Operational Amplifier

OP07

FEATURES

- Low V_{OS} **25 μ V Max**
- Low V_{OS} Drift **0.6 μ V/ $^{\circ}$ C Max**
- Ultra-Stable vs Time **1.0 μ V/Month Max**
- Low Noise **0.6 μ V_{p-p} Max**
- Wide Input Voltage Range **\pm 14V**
- Wide Supply Voltage Range **\pm 3V to \pm 18V**
- Fits 725, 108A/308A, 741, AD510 Sockets
- 125 $^{\circ}$ C Temperature-Tested Dice

ORDERING INFORMATION [†]

$T_A = +25^{\circ}\text{C}$ V_{OS} MAX (μV)	PACKAGE				OPERATING TEMPERATURE RANGE
	TO-99	8-PIN	PLASTIC 8-PIN	LCC 20-CONTACT	
25	OP07AJ*	OP07AZ*	—	—	MIL
75	OP07EJ	OP07EZ	OP07EP	—	COM
75	OP07J*	OP07Z*	—	OP07RC/883	MIL
150	OP07CJ	OP07CZ	OP07CP	—	XIND
150	—	—	OP07CS**	—	XIND
150	OP07DJ	—	OP07DP	—	XIND

* For devices processed in total compliance to MIL-STD-883, add /883 after part number. Consult factory for 883 data sheet.

[†] Burn-in is available on commercial and industrial temperature range parts in CerDIP, plastic DIP, and TO-can packages.

** For availability and burn-in information on SO and PLCC packages, contact your local sales office.

GENERAL DESCRIPTION

The OP-07 has very low input offset voltage (25 μ V max for OP-07A) which is obtained by trimming at the wafer stage. These low offset voltages generally eliminate any need for external nulling. The OP-07 also features low input bias current (\pm 2nA for OP-07A) and high open-loop gain (300V/mV for OP-07A). The low offsets and high open-loop gain make the OP-07 particularly useful for high-gain instrumentation applications.

The wide input voltage range of \pm 13V minimum combined with high CMRR of 110dB (OP-07A) and high input impedance provides high accuracy in the noninverting circuit configuration. Excellent linearity and gain accuracy can be maintained

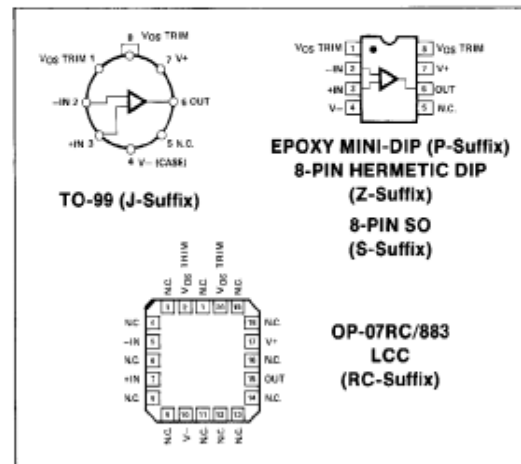
even at high closed-loop gains.

Stability of offsets and gain with time or variations in temperature is excellent. The accuracy and stability of the OP-07, even at high gain, combined with the freedom from external nulling have made the OP-07 a new industry standard for instrumentation and military applications.

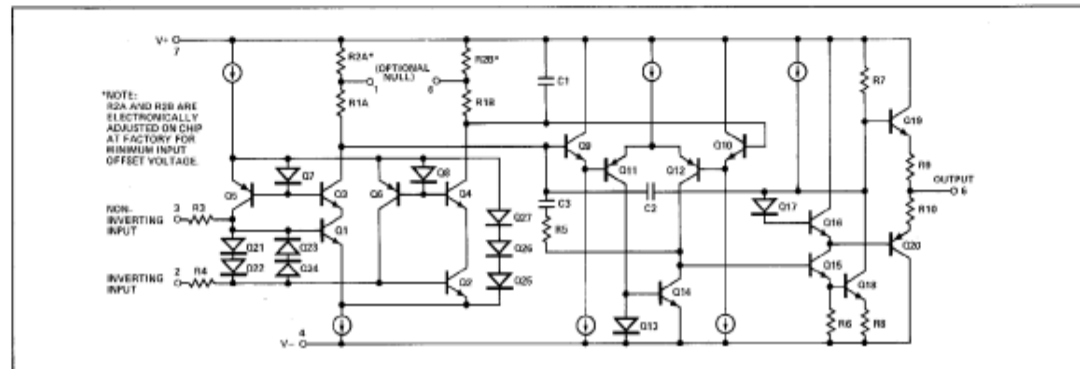
The OP-07 is available in five standard performance grades. The OP-07A and the OP-07 are specified for operation over the full military range of -55°C to $+125^{\circ}\text{C}$; the OP-07E is specified for operation over the 0°C to $+70^{\circ}\text{C}$ range, and OP-07C and D over the -40°C to $+85^{\circ}\text{C}$ temperature range.

The OP-07 is available in hermetically-sealed TO-99 metal can or ceramic 8-pin Mini-DIP, and in epoxy 8-pin Mini-DIP. It is a direct replacement for 725, 108A, and OP-05 amplifiers; 741-types may be directly replaced by removing the 741's nulling potentiometer. The OP-207, a dual OP-07, is available for applications requiring close matching of two OP-07 amplifiers. For improved specifications, see the OP-77/OP-177.

PIN CONNECTIONS

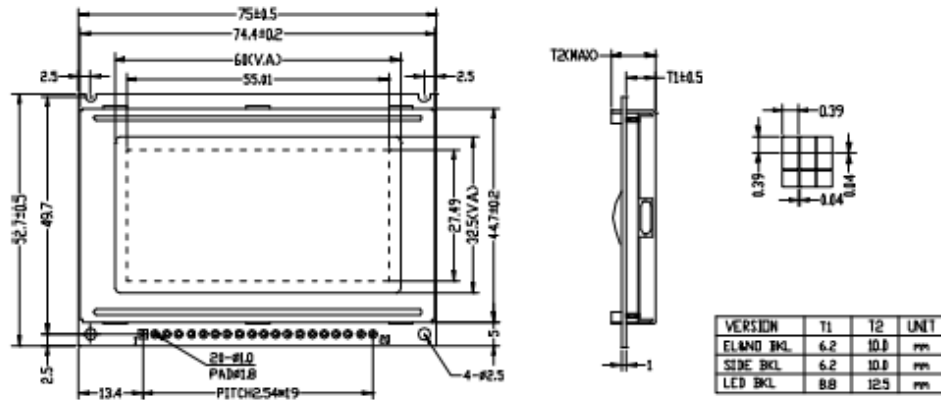


SIMPLIFIED SCHEMATIC



Display

➤ Mechanical diagram



➤ Absolute maximum ratings

Item	Symbol	Min.	Max.	Unit
Supply voltage for logic	V _{dd} - V _{ss}	0	6.5	V
Input voltage	V _{in}	0	V _{dd}	
Operating temperature range	T _{0p}	-20	70	℃
Storage temperature range	T _{st}	-25	75	

➤ Interface pin connections

Pin No.	Symbol	Level	Description
1	V _{dd}	5.0V	Supply voltage for logic and LCD (+)
2	V _{ss}	0V	Ground
3	V ₀	-	Operating voltage for LCD (variable)
4~11	DB0~DB7	H/L	Data bit 0~7
12	CS2	L	Chip select signal for IC2
13	CS1	L	Chip select signal for IC1
14	/RES	L	Reset signal
15	R/W	H/L	H: read (MUP← module), L: write (MPU→ module)
16	D/I	H/L	H: data, L: instruction code
17	E	H, H L	Chip enable signal
18	VEE	-	Operating voltage for LCD (variable)
19	A	4.2V	Backlight power supply
20	K	0V	Backlight power supply

XIAMEN OCULAR OPTICS CO., LTD.

3

SOUTH2F, GUANGXIA BUILDING, TORCH HIGH-TECH DEVELOPMENT ARER,
XIAMEN 361006.P.R.CHINA TEL: 86-592-5650516 FAX: 86-592-5650695

➤ Optical characteristics

STN Type display module (Ta=25°C, Vdd=5.0V)

Item	Symbol	Condition	Min.	Typ.	Max.	Unit
Viewing angle	θ	$Cr \geq 2$	-60	-	35	deg
	ϕ		-40	-	40	
Contrast ratio (rise)	Cr	-	-	6	-	
Response time (fall)	Tr	-	-	150	250	ms
	Tr	-	-	150	250	ms

➤ Electrical characteristics

Item	Symbol	Condition	Standard value			Unit	
			Min.	Typ.	Max.		
Supply voltage for	Logic	Vdd - Vss	-	4.75	5.0	5.25	V
	LCD	Vdd-V0	-	-	9.5	-	
Supply current for	Logic	Idd	-	-	2.5	-	mA
	LCD	Iee	-	-	1.0	-	
Operating voltage for LCD (Recommended)	Vdd-v0	-	-	-	-	V	
		25°C	-	-	9.5		-
		-	-	-	-		-
Input voltage	H: level	Vih	High level	0.7Vdd	-	Vdd	V
	L: Level	Vil	Low level	0	-	0.3Vdd	

Electrical Absolute Maximum Ratings (KS0107B)

Parameter	Symbol	Rating	Unit	Note
Operating voltage	V _{DD}	-0.3 ~ +7.0	V	*1
Supply voltage	V _{EE}	V _{DD} -19.0 ~ V _{DD} +0.3	V	*4
Driver supply voltage	V _B	-0.3 ~ V _{DD} +0.3	V	*1,2
	V _{LCD}	V _{EE} -0.3 ~ V _{DD} +0.3	V	*3,4

***Notes:**

- *1. Based on V_{SS} = 0V
- *2. Applies to input terminals and I/O terminals at high impedance. (Except V0L, V1L, V4L, and V5L)
- *3. Applies to V0L, V1L, V4L, and V5L.
- *4. Voltage level: V_{DD} ≥ V0 ≥ V1 ≥ V2 ≥ V3 ≥ V4 ≥ V5 ≥ V_{EE}

XIAMEN OCULAR OPTICS CO., LTD.

4

SOUTH2/F, GUANGXIA BUILDING, TORCH HIGH-TECH DEVELOPMENT ARER,
XIAMEN 361006.P.R.CHINA TEL: 86-592-5650516 FAX: 86-592-5650695

DC Electrical Characteristics (KS0107B)

(VDD= 4.5 to 5.5V, VSS=0V,VDD-VEE=8~17V,Ta= -30 to +85°C)

Item	Symbol	Condition	Min.	Typ.	Max.	Unit	Note
Operating voltage	V _{DD}	-	4.5	-	5.5	V	*1
Input voltage	V _{HI}	-	0.7V _{DD}	-	V _{DD}		
	V _{IL}	-	V _{SS}	-	0.3V _{DD}		
output voltage	V _{OHI}	I _{OHI} = -0.4mA	V _{DD} -0.4	-	-		*2
	V _{OOL}	I _{OOL} = 0.4mA	-	-	0.4		
Input leakage current	I _{LKG}	V _{IN} = V _{DD} ~ V _{SS}	-1.0	-	+1.0	μA	*1
OSC Frequency	f _{osc}	Rf=47kΩ ±2% Cf=20pF±5%	315	450	585	kHz	
On Resistance (Vdiv-CI)	R _{ONS}	V _{DD} -V _{EE} =17V Load current±150μA	-	-	1.5	kΩ	
Operating current	I _{DD1}	Master mode 1/1 28 Duty	-	-	1.0	mA	*3
	I _{DD2}	Master mode 1/1 28 Duty	-	-	0.2		*4
Supply Current	I _{EE}	Master mode 1/1 28 Duty	-	-	0.1		*5
Operating Frequency	f _{opt}	Master mode External Duty	50	-	600	kHz	
Frequency	f _{opt}	Slave mode	0.5	-	1500		

Notes

- *1. Applies to input terminals FS, DS1, DS2, CR, SHL, MS and PCLK2 and I/O terminals DIO1, DIO2, M, and CL2 in the input state.
- *2. Applies to output terminals CLK1, CLK2 and FRM and I/O terminals DIO1, DIO2, M, and CL2 in the output state.
- *3. This value is specified about current flowing through V_{SS}.
Internal oscillation circuit: Rf=47kΩ, cf=20pF
Each terminals of DS1, DS2, FS, SHL, and MS is connected to V_{DD} and out is no load.
- *4. This value is specified about current flowing through V_{SS}.
Each terminals is DS1, DS2, FS, SHL, PCLK2 and CR is connected to V_{DD}.MS is connected to V_{SS} and CL2, M, DIO1 is external clock.
- *5. This value is specified about current flowing through V_{EE}.Don't connect to V_{LCD}(V1~V5).

XIAMEN OCULAR OPTICS CO., LTD.

5

SOUTH2/F, GUANGXIA BUILDING, TORCH HIGH-TECH DEVELOPMENT ARER,
XIAMEN 361006.P.R.CHINA TEL: 86-592-5650516 FAX: 86-592-5650695

Electrical Absolute Maximum Ratings (KS0108B)

Parameter	Symbol	Rating	Unit	Note
Operating voltage	V _{DD}	-0.3 ~ +7.0	V	*1
Supply voltage	V _{EE}	V _{DD} -19.0 ~ V _{DD} +0.3	V	*4
Driver supply voltage	V _B	-0.3 ~ V _{DD} +0.3	V	*1,3
	V _{LCD}	V _{EE} -0.3 ~ V _{DD} +0.3	V	*2

*Notes:

- *1. Based on V_{SS} = 0V
- *2. Applies the same supply voltage to V_{EE}. V_{LCD}=V_{DD}-V_{EE}.
- *3. Applies to M, FRM, CLK1, CLK2, CL, RESETB, ADC, CS1B, CS2B, CS3, E, R/W, RS and DB0-DB7.
- *4. Applies V0L, V2L, V3L and V5L.
Voltage level: V_{DD} ≥ V0 ≥ V1 ≥ V2 ≥ V3 ≥ V4 ≥ V5 ≥ V_{EE}

DC Electrical Characteristics (KS0108B)

(V_{DD}= 4.5 to 5.5V, V_{SS}=0V, V_{DD}-V_{EE}=8~17V, T_a= -30 to +85°C)

Item	Symbol	Condition	Min.	Typ.	Max.	Unit	Note
Operating voltage	V _{DD}	-	4.5	-	5.5		
Input High voltage	V _{HI1}	-	0.7V _{DD}	-	V _{DD}	V	*1
	V _{HI2}	-	2.0	-	V _{DD}		*2
Input Low voltage	V _{LI1}	-	0	-	0.3V _{DD}	V	*1
	V _{LI2}	-	0	-	0.8		*2
Output High Voltage	V _{OH}	I _{OH} = -0.2mA	2.4	-	-		*3
Output Low Voltage	V _{OL}	I _{OL} = 1.6mA	-	-	0.4		*3
Input leakage current	I _{LKG}	V _{IN} = V _{SS} ~ V _{DD}	-1.0	-	+1.0	μA	*4
Three-state (OFF) Input Current	I _{ISL}	V _{IN} = V _{SS} ~ V _{DD}	-5.0	-	5.0		*5
Driver Input leakage current	I _{DI}	V _{IN} = V _{EE} ~ V _{DD}	-2.0		2.0		*6
On Resistance (V _{drv} -C)	R _{ONS}	V _{DD} -V _{EE} =15V Load current ±100μA	-	-	7.5	kΩ	*8
Operating current	I _{DD1}	During Display	-	-	0.1	mA	*7
	I _{DD2}	During Access Access Cycle=1MHz	-	-	0.5		*7

Notes

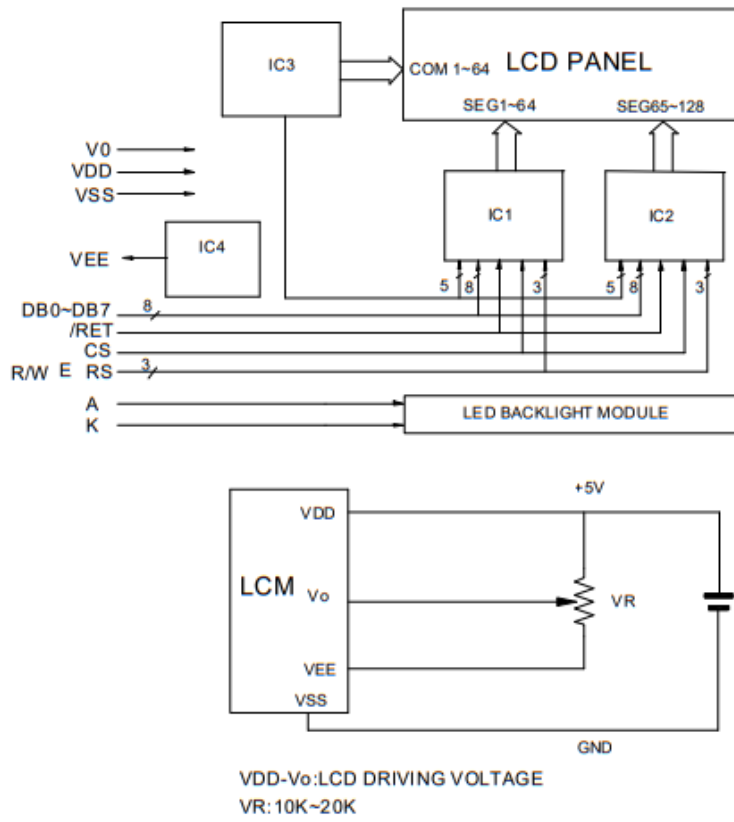
- *1. CL, FRM, M, RSTB, CLK1, CLK2
- *2. CS1B, CS2B, CS3, E, R/W, RS, DB0-DB7
- *3. DB0-DB7
- *4. Except DB0-DB7
- *5. DB0-DB7 at high impedance
- *6. V0, V1, V3, V4, V5
- *7. 1/64 duty, FCLK=250KHZ, Frame Frequency=70HKZ, Output: No Load
- *8. V_{DD}-V_{EE}=1.5.5V
V0L>V2L>= V_{DD}-2/7(V_{DD}-V_{EE})>V3L= V_{EE}+2/7(V_{DD}-V_{EE})>V5L

XIAMEN OCULAR OPTICS CO., LTD.

6

SOUTH2/F, GUANGXIA BUILDING, TORCH HIGH-TECH DEVELOPMENT ARER,
XIAMEN 361006.P.R.CHINA TEL: 86-592-5650516 FAX: 86-592-5650695

◇ **Block diagram**



***Note**

1/64 duty, 1/9 bias
 $V_{DD} > V1 > V2 > V3 > V4 > V5 > V_{EE}$

XIAMEN OCULAR OPTICS CO., LTD.

9

SOUTH2/F, GUANGXIA BUILDING, TORCH HIGH-TECH DEVELOPMENT ARER,
 XIAMEN 361006.P.R.CHINA TEL: 86-592-5650516 FAX: 86-592-5650695

Anexo B - Programa

```

/*****

Project : Oxímetro v4
Version :
Date    : 16/08/2021
Author  : J&L Technologies
Company :
Comments:

Chip type           : ATmega128A
Program type       : Application
AVR Core Clock frequency: 7.372800 MHz
Memory model       : Small
External RAM size  : 0
Data Stack size    : 1024
*****/
//*****
//*                               LIBRERIAS                               *
//*****

#include <mega128a.h>
#include <stdio.h>
#include <delay.h>
#include <glcd.h>
#include <font5x7.h>
#include <stdlib.h>
#include <string.h>

//*****
//*                               DEFINES                               *
//*****
#define MAX_VECTOR 600
#define TIEMPO_MUESTREO 15
#define ENTER 13
#define ERROR_SENSOR_NO_CONECTADO 50
#define ERROR_TIEMPO_SENSOR_NO_CONECTADO 30
#define ADC_VREF_TYPE 0x40
#define ADC_CALIBRATION_VCD 512
#define CICLOS_MUESTREO_TIMER 10
#define ERROR_OFFSET_FREQ 12
#define ERROR_OFFSET_VOLT 10

//*****
//*                               VARIABLES GLOBALES                               *
//*****
bit BIT_HABILITAR_MUESTREO=0;
bit BIT_CALIBRACION_ENABLE=0;
int
INT_MUESTREO_INFRAROJO[MAX_VECTOR],INT_MUESTREO_ROJO[MAX_VECTOR]
;
int INT_AUX, INT_X, INT_Y, INT_I;

```



```

switch (INT_SELECTOR_LED)
{
    case 0:          //Excito R
        PORTD.1=0;
        PORTD.0=1;
        if
(BIT_HABILITAR_MUESTREO){INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_CONTADOR_MUE
STREO_IR]=read_adc(0);INT_CONTADOR_MUESTREO_IR++;}
        INT_PWM_AUX=INT_PWM_R;
        OCR1BL=INT_PWM_AUX&(0x00ff); //Preparo PWM para
el Rojo
        INT_PWM_AUX=INT_PWM_AUX>>8;
        OCR1BH=INT_PWM_AUX&(0x00ff);
        INT_SELECTOR_LED=1;
        break;
    case 1:          //Excito IR
        PORTD.0=0;
        PORTD.1=1;
        if
(BIT_HABILITAR_MUESTREO){INT_MUESTREO_ROJO[INT_CONTADOR_MUESTREO
_RE]=read_adc(0);INT_CONTADOR_MUESTREO_RE++;}
        INT_PWM_AUX=INT_PWM_IR ;
        OCR1BL=INT_PWM_AUX&(0x00ff); //Preparo PWM para
el IRojo
        INT_PWM_AUX=INT_PWM_AUX>>8;
        OCR1BH=INT_PWM_AUX&(0x00ff);
        INT_SELECTOR_LED=0;
        break;
}
if(INT_CONTADOR_MUESTREO_RE==MAX_VECTOR){BIT_HABILITAR_MUESTREO=
0;}
}

// Timer1 output compare B interrupt service routine
interrupt [TIM1_COMPB] void timer1_compb_isr(void)
{
    switch (INT_SELECTOR_LED)
    {
        case 0:
            PORTD.0=0;
            PORTD.1=0;
            PORTD.4=1;
            break;
        case 1:
            PORTD.1=0;
            PORTD.0=0;
            PORTD.4=0;
            break;
    }
}

// Function used for reading image
// data from external memory
unsigned char read_ext_memory(GLCDMEMADDR_t addr)

```



```

{
unsigned char data;
// Place your code here

return data;
}

// Function used for writing image
// data to external memory
void write_ext_memory(GLCDMEMADDR_t addr, unsigned char data)
{
// Place your code here

}

#ifndef RXB8
#define RXB8 1
#endif

#ifndef TXB8
#define TXB8 0
#endif

#ifndef UPE
#define UPE 2
#endif

#ifndef DOR
#define DOR 3
#endif

#ifndef FE
#define FE 4
#endif

#ifndef UDRE
#define UDRE 5
#endif

#ifndef RXC
#define RXC 7
#endif

#define FRAMING_ERROR (1<<FE)
#define PARITY_ERROR (1<<UPE)
#define DATA_OVERRUN (1<<DOR)
#define DATA_REGISTER_EMPTY (1<<UDRE)
#define RX_COMPLETE (1<<RXC)

// USART0 Receiver buffer
#define RX_BUFFER_SIZE0 8
char rx_buffer0[RX_BUFFER_SIZE0];

#if RX_BUFFER_SIZE0 <= 256

```

```

unsigned char rx_wr_index0,rx_rd_index0,rx_counter0;
#else
unsigned int rx_wr_index0,rx_rd_index0,rx_counter0;
#endif

// This flag is set on USART0 Receiver buffer overflow
bit rx_buffer_overflow0;

// USART0 Receiver interrupt service routine
interrupt [USART0_RXC] void usart0_rx_isr(void)
{
char status,data,local_char;
status=UCSR0A;
data=UDR0;
if ((status & (FRAMING_ERROR | PARITY_ERROR | DATA_OVERRUN))==0)
{
rx_buffer0[rx_wr_index0++]=data;
#if RX_BUFFER_SIZE0 == 256
// special case for receiver buffer size=256
if (++rx_counter0 == 0) rx_buffer_overflow0=1;
#else
if (rx_wr_index0 == RX_BUFFER_SIZE0) rx_wr_index0=0;
if (++rx_counter0 == RX_BUFFER_SIZE0)
{
rx_counter0=0;
rx_buffer_overflow0=1;
}
#endif
}
local_char=getchar(); //Si recibe un "1", indica que se deben
enviar los datos por BT
if (local_char==49)
{
STRING_BT_FLAG=local_char;
}
}

#ifndef _DEBUG_TERMINAL_IO_
// Get a character from the USART0 Receiver buffer
#define _ALTERNATE_GETCHAR_
#pragma used+
char getchar(void)
{
char data;
while (rx_counter0==0);
data=rx_buffer0[rx_rd_index0++];
#if RX_BUFFER_SIZE0 != 256
if (rx_rd_index0 == RX_BUFFER_SIZE0) rx_rd_index0=0;
#endif
#asm("cli")
--rx_counter0;
#asm("sei")
return data;
}

```

```

#pragma used-
#endif

#define ADC_VREF_TYPE 0x00

// Read the AD conversion result
unsigned int read_adc(unsigned char adc_input)
{
ADMUX=(adc_input & 0x1f) | (ADC_VREF_TYPE & 0xff);
if (adc_input & 0x20) ADCSRB |= 0x08;
else ADCSRB &= 0xf7;
// Delay needed for the stabilization of the ADC input voltage
delay_us(10);
// Start the AD conversion
ADCSRA|=0x40;
// Wait for the AD conversion to complete
while ((ADCSRA & 0x10)==0);
ADCSRA|=0x10;
return ADCW;
}

// Declare your global variables here

void main(void)
{
FUN_CONFIGURAR_HARDWARE();
FUN Rutina_ARRANQUE();
delay_ms(2000);

glcd_clear();
glcd_moveto(25, 7);
glcd_outtext("%");
glcd_moveto(70, 7);
glcd_outtext("ppm");
glcd_line(0,63,128,63); //Dibujo los ejes
glcd_line(0,20,0,63);
glcd_line(128,20,128,63);
glcd_line(0,20,128,20);

while (1)
{
//***** TOMA DE MEDICIONES *****
FUN_LIMPIAR_VECTORES_ADC();
FUNC_TOMAR_MUESTREO_ADC();
FLOAT_OXIGENACION=FUN_LEER_OXIGENACION();
INT_FRECUENCIA=FUN_LEER_FRECUENCIA();

if ((FLOAT_OXIGENACION<100)&&(FLOAT_OXIGENACION>90))
{

```

```

sprintf (STRING_OXIGENACION, "%2.1f", FLOAT_OXIGENACION);
    }
    if ((FLOAT_OXIGENACION>100) || (FLOAT_OXIGENACION<90))
    {
        strcpy (STRING_OXIGENACION, "---");
    }

    if ((INT_FRECUENCIA>49) && (INT_FRECUENCIA<299))
    {

INT_FRECUENCIA=INT_VALORES_FRECUENCIA[INT_FRECUENCIA];
        sprintf (STRING_FRECUENCIA, "%d", INT_FRECUENCIA);
    }
    if ((INT_FRECUENCIA<49) || (INT_FRECUENCIA>299))
    {
        INT_FRECUENCIA=0;
        strcpy (STRING_FRECUENCIA, "---");
    }

if (STRING_BT_FLAG!=49) //Muestro datos en Display
{
    //Presentación de Datos en Display
    if (INT_FRECUENCIA!=0)
        {
            glcd_clear();
            glcd_moveto(25, 7);
            glcd_outtext (STRING_OXIGENACION);
            glcd_outtext ("%");
            glcd_moveto(70, 7);
            glcd_outtext (STRING_FRECUENCIA);
            glcd_outtext ("ppm");
            glcd_line(0,63,128,63); //Dibujo los
ejes
            glcd_line(0,20,0,63);
            glcd_line(128,20,128,63);
            glcd_line(0,20,128,20);
            //Busco los máximos y mínimos para
autoescala
            INT_MIN_R=1024;
            INT_MAX_R=0;
            for (INT_I=50; INT_I<MAX_VECTOR;
INT_I+=5)
                {
                    if
(INT_MAX_R<INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I])
                    {INT_MAX_R=INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I];}
                    if
(INT_MIN_R>INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I])
                    {INT_MIN_R=INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I];}
                }

            //Posiciono para dibujar los Ejes
            INT_X=3;

```

```

        INT_Y=60;
        for (INT_I=0; INT_I<MAX_VECTOR;
INT_I+=5)
        {
            INT_AUX =
(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]-INT_MIN_R)*41/(INT_MAX_R-
INT_MIN_R);
            if (INT_AUX>42) {INT_AUX=42;}

            glcd_setpixel(INT_X+(INT_I/5),INT_Y-INT_AUX+2);
        }
    }

    if (INT_FRECUENCIA==0)
    {
        glcd_clear();
        glcd_moveto(15, 20);
        glcd_outtext("Coloque el dedo");
        glcd_moveto(15, 30);
        glcd_outtext(" o el sensor");
    }
}

if (STRING_BT_FLAG==49) //Muestro datos por BT
{
    if(INT_FRECUENCIA!=0)
    {
        puts("ID;ROJO;IROJO");
        for (INT_I=0; INT_I<MAX_VECTOR; INT_I++)
        {

sprintf(STRING_AUX_SERIAL_FULL,"%d",INT_I);
            strcat(STRING_AUX_SERIAL_FULL,";");

sprintf(STRING_AUX_SERIAL,"%d",INT_MUESTREO_ROJO[INT_I]);
            strcat(STRING_AUX_SERIAL_FULL,STRING_AUX_SERIAL);
            strcat(STRING_AUX_SERIAL_FULL,";");

sprintf(STRING_AUX_SERIAL,"%d",INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I
]);

            strcat(STRING_AUX_SERIAL_FULL,STRING_AUX_SERIAL);
            puts(STRING_AUX_SERIAL_FULL);
        }

        putchar(13);
        strcpy(STRING_AUX_SERIAL_FULL,"MAX: ");

        sprintf(STRING_AUX_SERIAL,"%d",INT_MAX_FREQ);

        strcat(STRING_AUX_SERIAL_FULL,STRING_AUX_SERIAL);
        strcat(STRING_AUX_SERIAL_FULL," ");
    }
}

```

```

        strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, "min: ");

sprintf (STRING_AUX_SERIAL, "%d", INT_MIN_FREQ);

strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, STRING_AUX_SERIAL);
        strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, ", ");
        strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, "DIF: ");

sprintf (STRING_AUX_SERIAL, "%d", INT_MAX_FREQ-INT_MIN_FREQ);

strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, STRING_AUX_SERIAL);
        strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, ", OX I: ");

sprintf (STRING_AUX_SERIAL, "%d", INT_I_MAX_IR);

strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, STRING_AUX_SERIAL);
        puts (STRING_AUX_SERIAL_FULL);

        strcpy (STRING_AUX_SERIAL_FULL, "SPO2: ");

strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, STRING_OXIGENACION);
        strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, "%, Frec: ");

strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, STRING_FRECUENCIA);
        strcat (STRING_AUX_SERIAL_FULL, "ppm");
        puts (STRING_AUX_SERIAL_FULL);
        putchar (13);
    }

    if (INT_FRECUENCIA==0)
    {
        puts ("SS-SD"); //Informa que no está el
sensor conectado o que no hay dedo colocado en el sensor
    }

        puts ("AT"); //Envío señal comando a BT
para verificar que sigue la conexión establecida
        STRING_BT_STATUS[1]=getchar();
        STRING_BT_STATUS[0]=getchar(); //Recibo
respuesta del módulo BT
        if (!strncmp (STRING_BT_STATUS, "OK", 2)) //Veo si
recibo el string OK, la función strncmp devuelve 0 si los dos
string son iguales
        {
            STRING_BT_FLAG=49; //Sigo indicando en el
flag de que la conexión con el BT es establecida
        }

        else //Veo si no recibo el string OK, la función
strncmp devuelve 0 si los dos string son iguales
        {
            STRING_BT_FLAG=0; //Sigo indicando en el
flag de que la conexión con el BT es establecida

```

```

    }
}

}

}

//*****
//*          FUNCIONES          *
//*****

void FUNC_TOMAR_MUESTREO_ADC(void)
{
    FUN_DIBUJAR_CORAZON(5,5);
    BIT_HABILITAR_MUESTREO=1;
    INT_CONTADOR_MUESTREO=0;
    INT_SELECTOR_LED=0;
    PORTD.3=1;
    INT_CONTADOR_MUESTREO_IR=0;
    INT_CONTADOR_MUESTREO_RE=0;
    do
    {}while (BIT_HABILITAR_MUESTREO);
    PORTD.3=0;
    BIT_HABILITAR_MUESTREO=0;
    FUN_BORRAR_CORAZON(5,5);
}

float FUN_LEER_OXIGENACION(void)
{
    int LOCAL_INT_I_MAX_R=0;
    int LOCAL_INT_I_MAX_IR=0;
    int LOCAL_INT_I_MIN_R=0;
    int LOCAL_INT_I_MIN_IR=0;
    float LOCAL_FLOAT_INTENSIDAD_ROJO,
LOCAL_FLOAT_INTENSIDAD_INFRAROJO,LOCAL_FLOAT_SPO2;
    INT_MAX_R=0;
    INT_MIN_R=2000;
    INT_MAX_IR=0,
    INT_MIN_IR=2000;

    for (INT_I=0; INT_I<MAX_VECTOR; INT_I++)
    {
        if (INT_MUESTREO_ROJO[INT_I]>INT_MAX_R)
        {INT_MAX_R=INT_MUESTREO_ROJO[INT_I];LOCAL_INT_I_MAX_R=INT_I;}
        if (INT_MUESTREO_ROJO[INT_I]<INT_MIN_R)
        {INT_MIN_R=INT_MUESTREO_ROJO[INT_I];LOCAL_INT_I_MIN_R=INT_I;}
        if (INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MAX_IR)
        {INT_MAX_IR=INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I];LOCAL_INT_I_MAX_IR=INT_I;}
        if (INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]<INT_MIN_IR)
        {INT_MIN_IR=INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I];LOCAL_INT_I_MIN_IR=INT_I;}
    }
    INT_I_MAX_IR=LOCAL_INT_I_MAX_IR;
}

```

```

LOCAL_FLOAT_INTENSIDAD_ROJO=INT_MUESTREO_ROJO[LOCAL_INT_I_MAX_IR
];

LOCAL_FLOAT_INTENSIDAD_INFRAROJO=INT_MUESTREO_INFRAROJO[LOCAL_IN
T_I_MAX_IR];
LOCAL_FLOAT_SPO2=115-
30*(LOCAL_FLOAT_INTENSIDAD_INFRAROJO)/(LOCAL_FLOAT_INTENSIDAD_IN
FRAROJO+LOCAL_FLOAT_INTENSIDAD_ROJO);
return LOCAL_FLOAT_SPO2;
}

int FUN_LEER_FRECUENCIA(void)
{
int LOCAL_INT_FRECUENCIA_INT=0;
int LOCAL_INT_PICO_MAX1=0;
int LOCAL_INT_PICO_MAX2=0;
int LOCAL_INT_PICO_MIN1=2000;
int LOCAL_INT_PICO_MIN2=2000;
int LOCAL_INT_BUSCADOR=0; //Si Buscador=1, Busco primer
máximo; Si Buscador=0, Busco mínimo; Si Buscador=2, Busco segundo
máximo

//Comienzo nuevo método de medición de Frecuencia por máximos
LOCAL_INT_BUSCADOR=0;

for (INT_I=30; INT_I<MAX_VECTOR; INT_I++)
{
switch (LOCAL_INT_BUSCADOR)
{
case 0: //Busco primer mínimo

if
(((INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]+ERROR_OFFSET_VOLT<INT_MUESTREO_
INFRAROJO[INT_I+ERROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT
_I]+ERROR_OFFSET_VOLT<INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I+ERROR_OFFSET_
FREQ*2]))&&((INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]+ERROR_OFFSET_VOLT<INT
_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I-
ERROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]+ERROR_OFFSET
_VOLT<INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I-ERROR_OFFSET_FREQ*2])))
{
LOCAL_INT_PICO_MIN1=INT_I;
LOCAL_INT_BUSCADOR=1;
}
break;

case 1: //Busco primer máxmo
if
(((INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I+ER
ROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MUESTREO_I
NFRAROJO[INT_I+ERROR_OFFSET_FREQ*2]))&&((INT_MUESTREO_INFRAROJO[
INT_I]>INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I-
ERROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MUESTREO
_INFRAROJO[INT_I-ERROR_OFFSET_FREQ*2])))

```



```

        {
            LOCAL_INT_PICO_MAX1=INT_I;
            LOCAL_INT_BUSCADOR=2;
        }
        break;

        case 2: //Busco segundo mínimo
            if
            (((INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]+ERROR_OFFSET_VOLT<INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I+ERROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]+ERROR_OFFSET_VOLT<INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I+ERROR_OFFSET_FREQ*2]))&&((INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]+ERROR_OFFSET_VOLT<INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I-ERROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]+ERROR_OFFSET_VOLT<INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I-ERROR_OFFSET_FREQ*2])))
            {
                LOCAL_INT_PICO_MIN2=INT_I;
                LOCAL_INT_BUSCADOR=3;
            }
            break;

        case 3: //Busco segundo máximo
            if
            (((INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I+ERROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I+ERROR_OFFSET_FREQ*2]))&&((INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I-ERROR_OFFSET_FREQ])&&(INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]>INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I-ERROR_OFFSET_FREQ*2])))
            {
                LOCAL_INT_PICO_MAX2=INT_I;
                LOCAL_INT_BUSCADOR=4;
            }
            break;

        default:
            break;
    }

    if (LOCAL_INT_BUSCADOR==4){1;}
}

INT_MAX_FREQ=LOCAL_INT_PICO_MIN2;
INT_MIN_FREQ=LOCAL_INT_PICO_MIN1;
LOCAL_INT_FRECUENCIA_INT=LOCAL_INT_PICO_MIN2-
LOCAL_INT_PICO_MIN1;

return LOCAL_INT_FRECUENCIA_INT;
}

void FUN_LIMPIAR_VECTORES_ADC(void)
{
    sprintf(String_OXIGENACION,"%2.2f",0);
    sprintf(String_FRECUENCIA,"%2.2f",0);
}

```

```

LINT_FRECUENCIA=0;
FLOAT_AUX=0;
for (INT_I=0; INT_I<MAX_VECTOR; INT_I++)
{
    INT_MUESTREO_ROJO[INT_I]=0;
    INT_MUESTREO_INFRAROJO[INT_I]=0;
}
}

void FUN_RUTINA_ARRANQUE(void)
{
    glcd_line(41,5,61,5);
    glcd_line(41,10,49,10);
    glcd_line(53,10,61,10);
    glcd_line(41,5,41,10);
    glcd_line(61,5,61,10);
    glcd_line(49,10,49,30);
    glcd_line(53,10,53,30);
    glcd_arc(46, 30, 180, 360, 3);
    glcd_line(41,30,43,30);
    glcd_arc(47, 31, 180, 360, 6);

    glcd_line(67,5,73,5);
    glcd_line(67,5,67,37);
    glcd_line(67,37,87,37);
    glcd_line(87,37,87,32);
    glcd_line(73,32,87,32);
    glcd_line(73,5,73,32);

    glcd_outtextxy(30, 45, "Technologies");
}

void FUN_DIBUJAR_CORAZON( int x, int y)
{
    glcd_setpixel(x+3,y);
    glcd_setpixel(x+4,y);
    glcd_setpixel(x+5,y);
    glcd_setpixel(x+11,y);
    glcd_setpixel(x+12,y);
    glcd_setpixel(x+13,y);

    glcd_setpixel(x+2,y+1);
    glcd_setpixel(x+6,y+1);
    glcd_setpixel(x+10,y+1);
    glcd_setpixel(x+14,y+1);

    glcd_setpixel(x+1,y+2);
    glcd_setpixel(x+7,y+2);
    glcd_setpixel(x+9,y+2);
    glcd_setpixel(x+15,y+2);

    glcd_setpixel(x,y+3);
}

```

```

glcd_setpixel(x+8,y+3);
glcd_setpixel(x+16,y+3);

glcd_setpixel(x,y+4);
glcd_setpixel(x+16,y+4);

glcd_setpixel(x,y+5);
glcd_setpixel(x+16,y+5);

glcd_setpixel(x+1,y+6);
glcd_setpixel(x+15,y+6);

glcd_setpixel(x+2,y+7);
glcd_setpixel(x+14,y+7);

glcd_setpixel(x+3,y+8);
glcd_setpixel(x+13,y+8);

glcd_setpixel(x+4,y+9);
glcd_setpixel(x+12,y+9);

glcd_setpixel(x+5,y+10);
glcd_setpixel(x+11,y+10);

glcd_setpixel(x+6,y+11);
glcd_setpixel(x+10,y+11);

glcd_setpixel(x+7,y+12);
glcd_setpixel(x+9,y+12);

glcd_setpixel(x+8,y+13);
}

void FUN_BORRAR_CORAZON( int x, int y)
{

glcd_clrpixel(x+3,y);
glcd_clrpixel(x+4,y);
glcd_clrpixel(x+5,y);
glcd_clrpixel(x+11,y);
glcd_clrpixel(x+12,y);
glcd_clrpixel(x+13,y);

glcd_clrpixel(x+2,y+1);
glcd_clrpixel(x+6,y+1);
glcd_clrpixel(x+10,y+1);
glcd_clrpixel(x+14,y+1);

glcd_clrpixel(x+1,y+2);
glcd_clrpixel(x+7,y+2);
glcd_clrpixel(x+9,y+2);
glcd_clrpixel(x+15,y+2);
}

```

```

glcd_clrpixel(x,y+3);
glcd_clrpixel(x+8,y+3);
glcd_clrpixel(x+16,y+3);
glcd_clrpixel(x,y+4);
glcd_clrpixel(x+16,y+4);
glcd_clrpixel(x,y+5);
glcd_clrpixel(x+16,y+5);
glcd_clrpixel(x+1,y+6);
glcd_clrpixel(x+15,y+6);
glcd_clrpixel(x+2,y+7);
glcd_clrpixel(x+14,y+7);
glcd_clrpixel(x+3,y+8);
glcd_clrpixel(x+13,y+8);
glcd_clrpixel(x+4,y+9);
glcd_clrpixel(x+12,y+9);
glcd_clrpixel(x+5,y+10);
glcd_clrpixel(x+11,y+10);
glcd_clrpixel(x+6,y+11);
glcd_clrpixel(x+10,y+11);
glcd_clrpixel(x+7,y+12);
glcd_clrpixel(x+9,y+12);
glcd_clrpixel(x+8,y+13);
}

```

```

void FUN_CONFIGURAR_HARDWARE(void)
{
GLCDINIT_t glcd_init_data;
#asm("cli"); //impido que llegue una interrupcion hasta que
este configurado mi hardware
// Crystal Oscillator division factor: 1
#pragma optsize-
CLKPR=0x80;
CLKPR=0x01;
#ifdef _OPTIMIZE_SIZE_
#pragma optsize+
#endif

// Input/Output Ports initialization
// Port A initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTA=0x00;
DDRA=0xFF;

// Port B initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTB=0x00;
DDRB=0x00;

```

```

// Port C initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTC=0x00;
DDRC=0xFF;

// Port D initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTD=0x00;
DDRD=0xFF;

// Port E initialization
// Func7=In Func6=In Func5=Out Func4=Out Func3=In Func2=In
Func1=In Func0=In
// State7=T State6=T State5=1 State4=0 State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTE=0x20;
DDRE=0x30;

// Port F initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTF=0x00;
DDRF=0x00;

// Port G initialization
// Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In Func0=In
// State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T State0=T
PORTG=0x00;
DDRG=0x00;

// Port H initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTH=0x00;
DDRH=0x00;

// Port J initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTJ=0x00;
DDRJ=0x00;

```

```

// Port K initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTK=0x00;
DDRK=0x00;

// Port L initialization
// Func7=In Func6=In Func5=In Func4=In Func3=In Func2=In Func1=In
Func0=In
// State7=T State6=T State5=T State4=T State3=T State2=T State1=T
State0=T
PORTL=0x00;
DDRL=0x00;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 7372.800 kHz
// Mode: CTC top=OCR1A
// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// OC1C output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
// Timer1 Overflow Interrupt: On
// Input Capture Interrupt: Off
// Compare A Match Interrupt: On
// Compare B Match Interrupt: Off
// Compare C Match Interrupt: Off
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x09;
TCNT1H=0x00;
TCNT1L=0x00;
ICR1H=0x00;
ICR1L=0x00;
OCR1AH=0x4E; //Para conmutación en 5 mseg
OCR1AL=0x20;
OCR1BH=0x37;
OCR1BL=0x10;
OCR1CH=0x00;
OCR1CL=0x00;

TCCR3A=0x00;
TCCR3B=0x00;
TCNT3H=0x00;
TCNT3L=0x00;
ICR3H=0x00;
ICR3L=0x00;
OCR3AH=0x00;
OCR3AL=0x00;
OCR3BH=0x00;
OCR3BL=0x00;

```

```

OCR3CH=0x00;
OCR3CL=0x00;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIMSK1=0x06;

// USART0 initialization
// Communication Parameters: 8 Data, 1 Stop, No Parity
// USART0 Receiver: Off
// USART0 Transmitter: On
// USART0 Mode: Asynchronous
// USART0 Baud Rate: 19200
UCSR0A=0x00;
UCSR0B=0x08;
UCSR0C=0x06;
UBRR0H=0x00;
UBRR0L=0x33;

// ADC initialization
// ADC Clock frequency: 1000.000 kHz
// ADC Voltage Reference: AREF pin
// ADC Auto Trigger Source: ADC Stopped
// Digital input buffers on ADC0: Off, ADC1: Off, ADC2: On, ADC3:
On
// ADC4: On, ADC5: On, ADC6: On, ADC7: On
DIDR0=0x03;
// Digital input buffers on ADC8: On, ADC9: On, ADC10: On, ADC11:
On
// ADC12: On, ADC13: On, ADC14: On, ADC15: On
DIDR2=0x00;
ADMUX=ADC_VREF_TYPE & 0xff;
ADCSRA=0x84;

// Specify the current font for displaying text
glcd_init_data.font=font5x7;
// No function is used for reading
// image data from external memory
glcd_init_data.readxmem=NULL;
// No function is used for writing
// image data to external memory
glcd_init_data.writexmem=NULL;

glcd_init(&glcd_init_data);

// Global enable interrupts
#asm("sei")

}

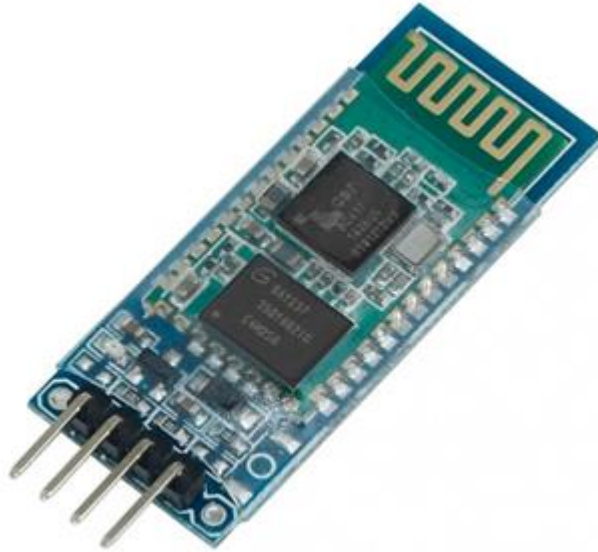
```

Anexo C - Módulo Bluetooth

Implementación de Bluetooth para comunicación exterior

Una de las características que hace especial a nuestro producto respecto de los que se encuentran hoy accedidos comercialmente, es la factibilidad que tiene de poder comunicarse exteriormente con un teléfono celular mediante la topología Bluetooth (de aquí en adelante, BT)

Para este caso, utilizaremos un módulo BT que utilizaremos es uno que se encuentra fácilmente accesible: Módulo HC-06



Como primer parámetro, debemos tener en cuenta que la tecnología BT funciona como en base a una red PAN (Personal Address Network), bajo el estándar IEEE 802.15. Esto permite que, a nivel de conexión, tendremos gran interoperabilidad con diferentes dispositivos móviles. En la siguiente tabla, podrá encontrarse algunas características técnicas adicionales de este módulo:

Tensión de operación	5V
Corriente de operación	< 40mA
Alcance	10mts
Interfaz	Bluetooth - Puerto serie UART TTL
Baudrate	9600, N, 8,1

Además, cuenta con 3 modos de configuración:

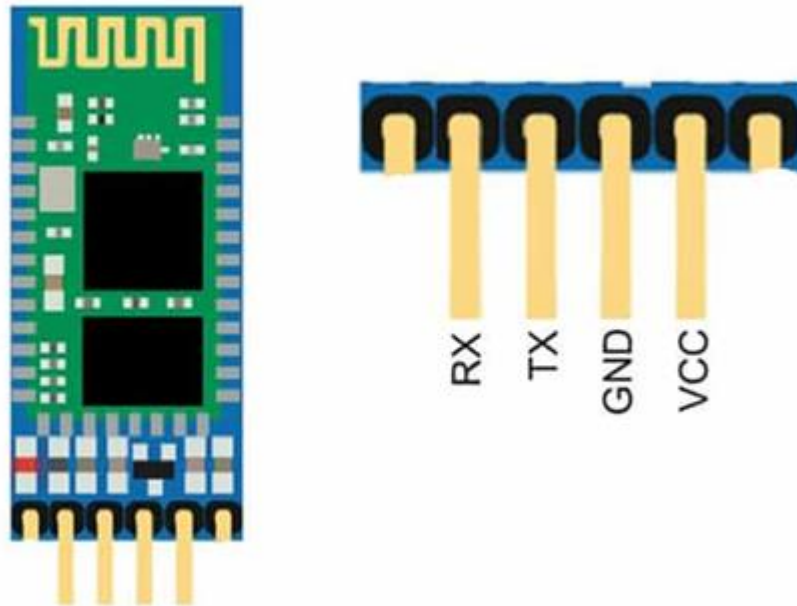
- Slave: Aquí, funciona como esclavo, espera a que un “máster” le dé la orden de iniciar la comunicación
- Host: Funciona como máster de la comunicación, es decir, que elige con cuál de los slave desea comunicarse
- Host/Slave: Puede funcionar en ambos modos

Por cuestiones de diseño, elegimos el modo slave para poder operarlo. El master será el dispositivo móvil que se conectará a éste.

Continuando, debemos tener en cuenta el pin-out, que será importante al momento de conectarlo al microcontrolador:

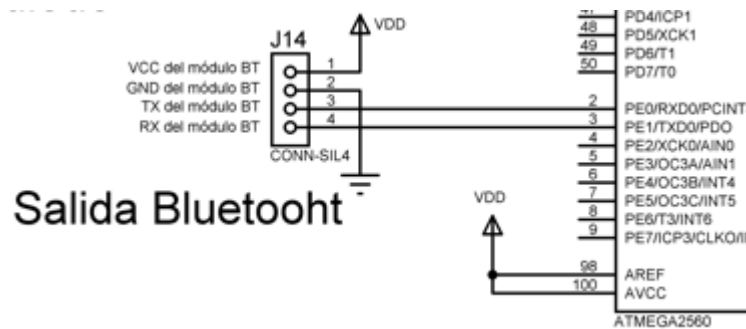
HC-06

Connections



Como vemos, es un conexionado muy sencillo, el cuál definimos como:

Módulo HC-06	Microcontrolador
VCC	Alimentación del microcontrolador VDD
GND	Punto GND del microcontrolador
TX	PortE.0
RX	PortE.1



Es importante mencionar que el módulo hará de intermediario entre el microcontrolador y el dispositivo móvil.

Hemos mencionado que la comunicación entre el dispositivo móvil y el módulo será mediante BT, pero no hemos hecho mención respecto a la comunicación entre el microcontrolador y el módulo: esta comunicación se hará vía el puerto serie USART0. Las características de la comunicación será la de 9600Baud, 8 bits de transmisión, sin paridad y con un bit de stop.

Además, deberemos configurar las interrupciones por recepción USART en el microcontrolador, de modo de que cuándo en el dispositivo móvil envía órdenes de envío de información, el microcontrolador pueda interpretarlas y emitir respuesta.

A gran escala, el protocolo de comunicación será:

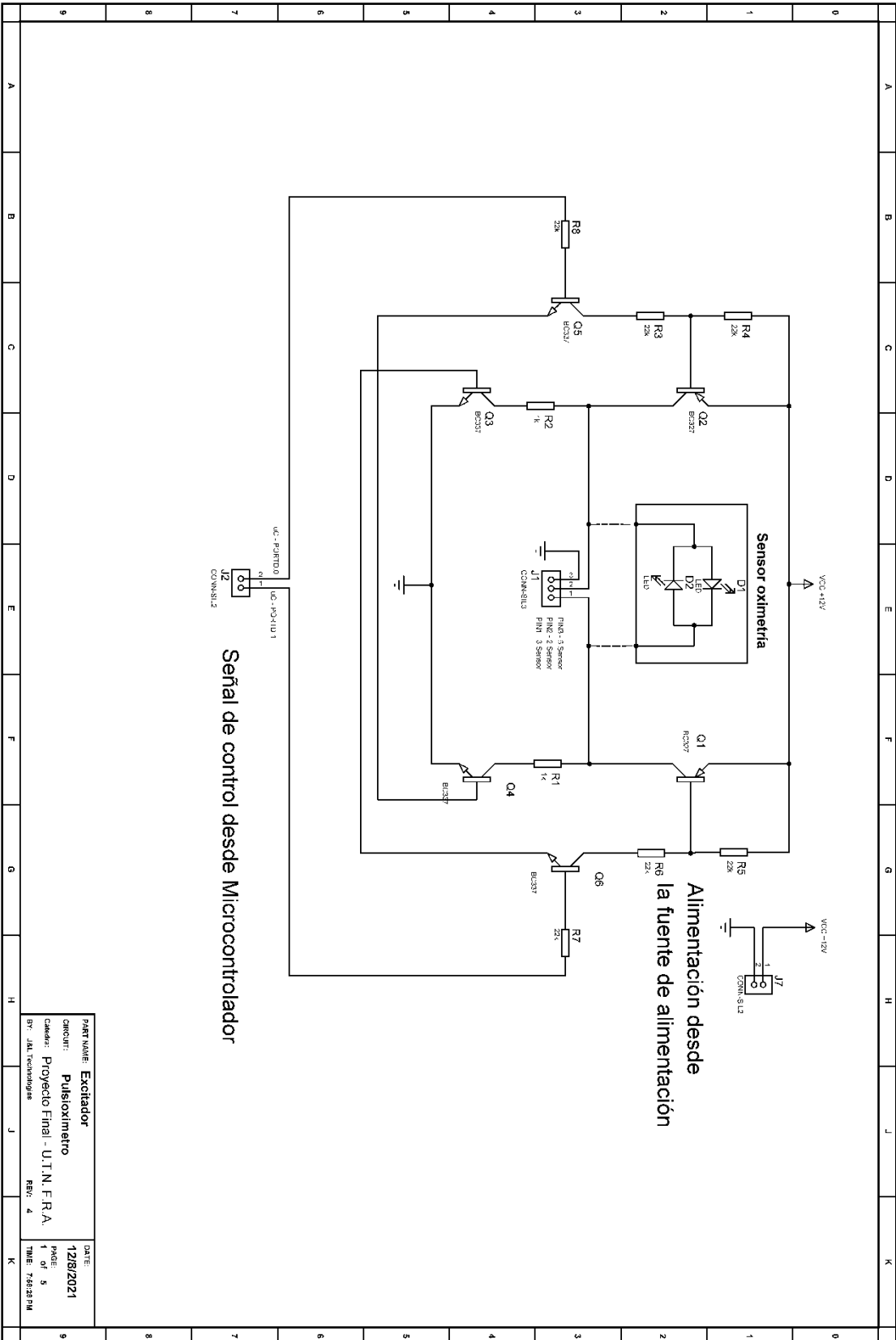
- Después de móvil se conectará vía BT al pulsioxímetro.
- El dispositivo móvil enviará un mensaje al oxímetro indicándole que comenzarán las comunicaciones.
- El pulsioxímetro Responderá un “ok” de que comenzará a enviar información e informará mediante pantalla de que la información comenzará a presentarla en el dispositivo móvil.
- Cada vez que se termine de realizar una adquisición de datos y el cálculo de frecuencia y oximetría, el microcontrolador enviará en formato CSV el ID de medición, el valor de la señal roja, y el valor de la señal infrarroja. Al final, del envío de datos de los ID de mediciones y sus valores, se enviará el valor de SPO2 y frecuencia cardíaca calculados. En caso de que no se haya podido adquirir datos (por desconexión del sensor o ausencia de dedo para poder realizar la medición), lo informará también.
- Al finalizar, el microcontrolador enviará un set de comandos al módulo BT para verificar que la conexión con el dispositivo móvil aún sigue establecida. Si la conexión sigue establecida, seguirá enviando los datos mencionados en el apartado anterior. Caso contrario, el oxímetro comenzará a mostrar los datos por el display.
- Finalizado el uso del pulsioxímetro en el dispositivo móvil, éste lo informará al microcontrolador para reanudar la presentación de datos por display.

A nivel código tendremos:

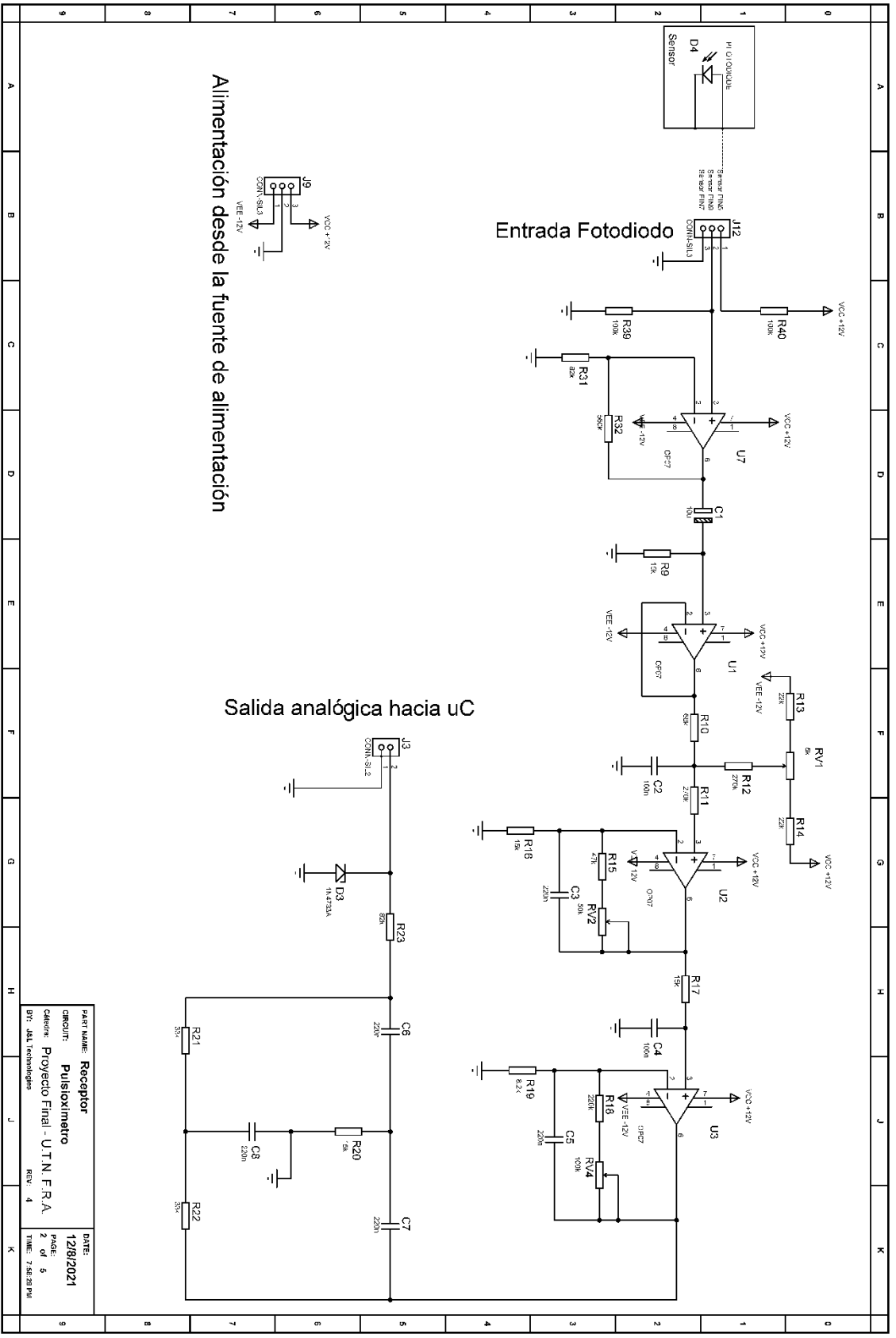
Interrupción y detección del carácter de señalización	<pre>// USART0 Receiver interrupt service routine interrupt [USART0_RXC] void usart0_rx_isr(void) { char status,data,local_char; status=UCSR0A; data=UDR0; if ((status & (FRAMING_ERROR PARITY_ERROR DATA_OVERRUN))==0) { rx_buffer0[rx_wr_index0++]=data; #if RX_BUFFER_SIZE0 == 256 // special case for receiver buffer size=256 if (++rx_counter0 == 0) rx_buffer_overflow0=1; #else if (rx_wr_index0 == RX_BUFFER_SIZE0) rx_wr_index0=0; if (++rx_counter0 == RX_BUFFER_SIZE0) { rx_counter0=0; rx_buffer_overflow0=1; } } } }</pre>
---	--

	<pre> #endif } local_char=getchar(); //Si recibe un "1", indica que se deben enviar los datos por BT if (local_char==49) { strcpy(String_BT_Flag,local_char); } } </pre>
<p>Estructura de selección de muestro de datos por display o por BT</p>	<pre> if (String_BT_Flag!=49) //Muestro datos en Display { } if (String_BT_Flag==49) // Muestro datos por BT { } </pre>
<p>Verifico que la conexión por BT siga establecida</p>	<pre> puts("AT"); //Envío señal comando a BT para verificar que sigue la conexión establecida String_BT_Status[1]=getchar(); String_BT_Status[0]=getchar(); //Recibo respuesta del módulo BT if(!strcmp(String_BT_Status,"OK",2) //Veo si recibo el string OK, la función strcmp devuelve 0 si los dos string son iguales { String_BT_Flag=49; //Sigo indicando en el flag de que la conexión con el BT está establecida } else //Veo si no recibo el string OK, la función strcmp devuelve 0 si los dos string son iguales { String_BT_Flag=0; //Sigo indicando en el flag de que la conexión con el BT está establecida } </pre>

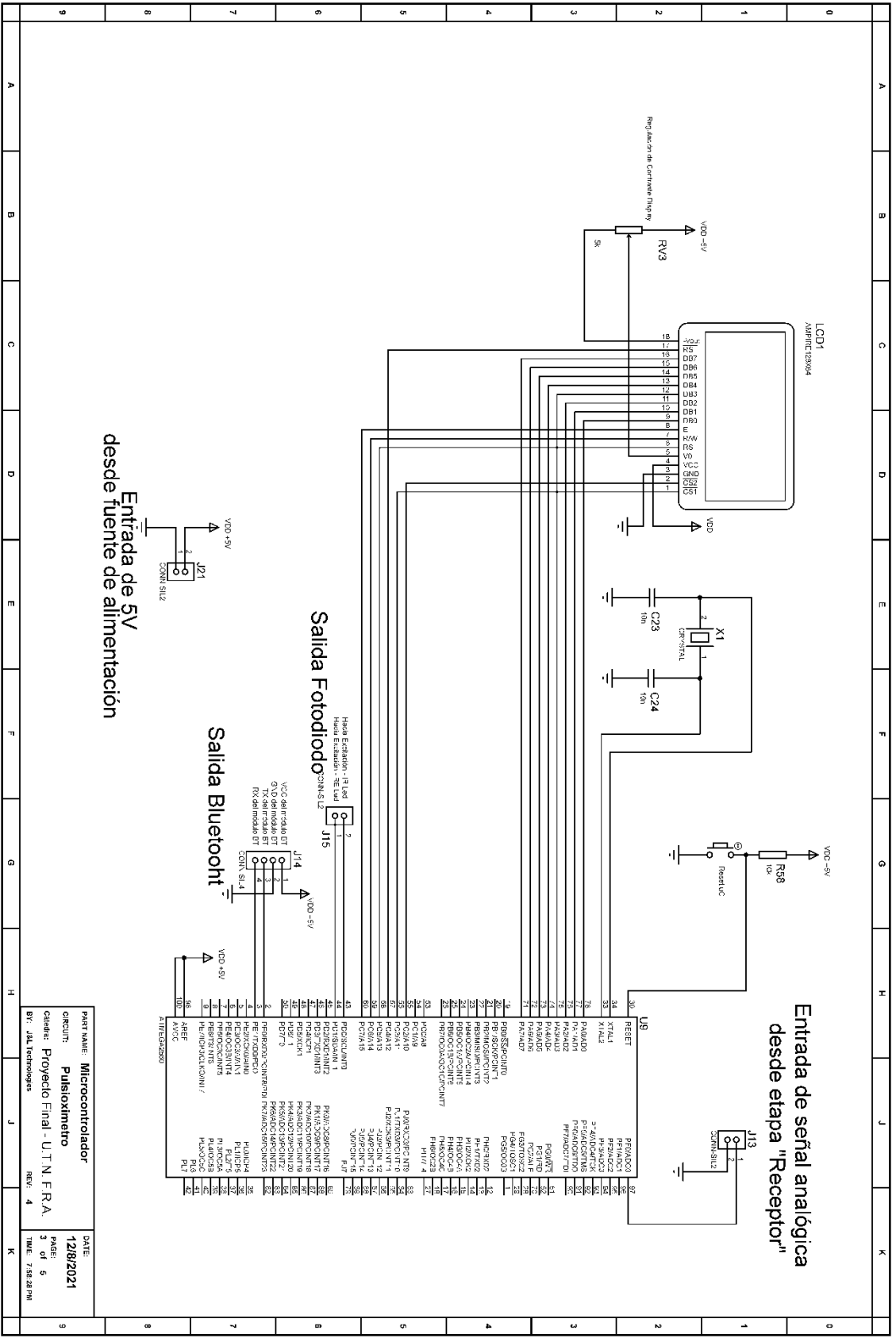
Anexo D - Planos Electrónicos



PARTNAME:	Excitador	DATE:	12/8/2021
CIRCUIT:	Pulsioxímetro	PAGE:	1 of 5
DESIGNER:	Proyecto Final - U.T.N.F.R.A	TIME:	7:40:28 PM
BY:	J.A.L. Tecnología	REV:	4



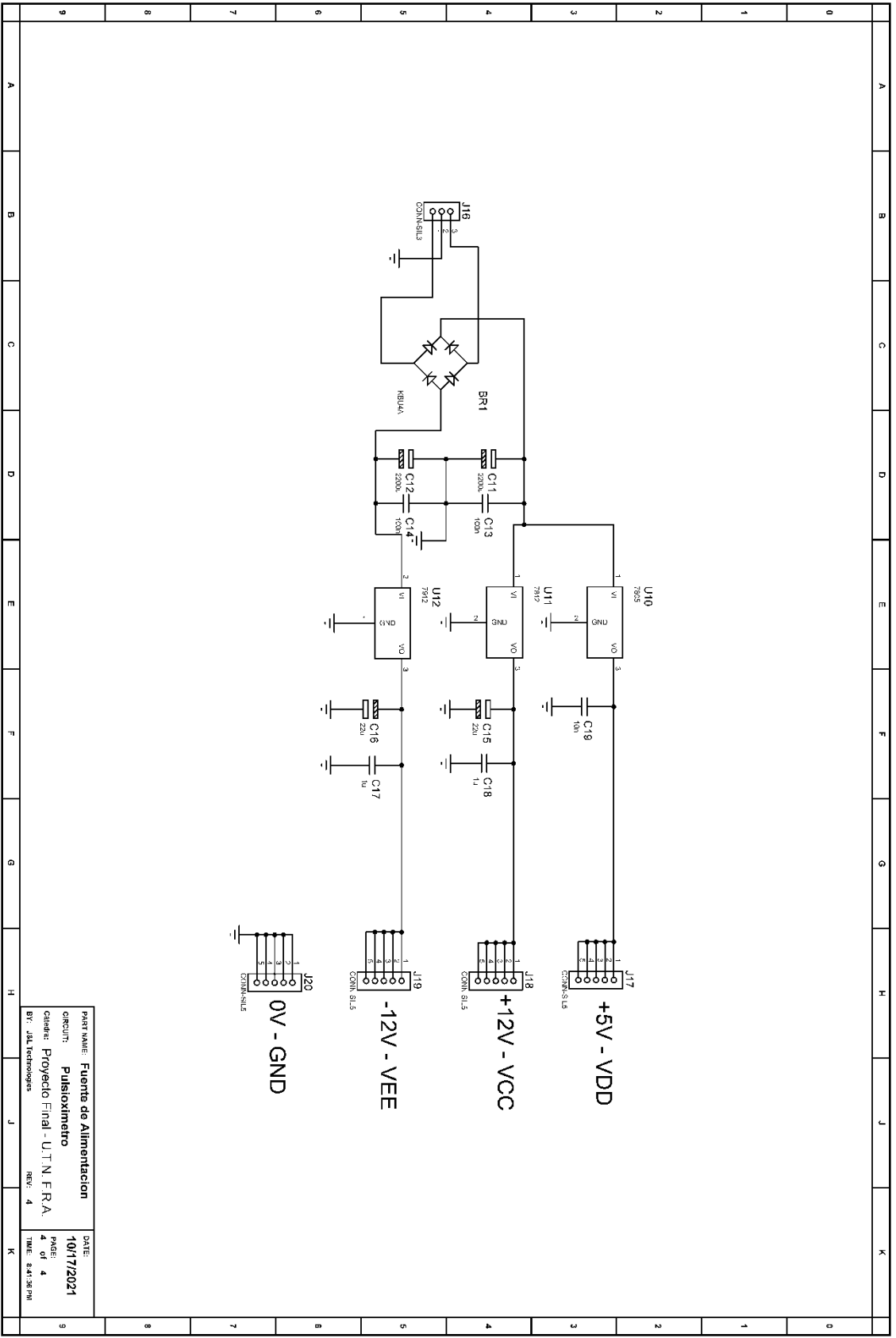
PART NAME:	Receptor	DATE:	12/8/2021
CIRCUIT:	Pulsioxímetro	PAGE:	2 of 5
CLIENT:	Proyecto Final U.T.N.F.R.A.	TIME:	7:58:28 PM
DESIGNER:	Jed. Tecnologías	REV:	4



Entrada de 5V desde fuente de alimentación

Entrada de señal analógica desde etapa "Receptor"

PART NAME:	Microcontrolador	DATE:	12/8/2021
CIRCUIT:	Pulsioxímetro	PAGE:	3 of 5
CLIENT:	Proyecto Final - U.T.N. F.R.A.	TIME:	7:58:28 PM
BY:	JdL.Tecnologías	REV:	4



PART NAME:	Fuente de Alimentación	DATE:	10/17/2021
CIRCUIT:	Pulsioxímetro	PAGE:	4 of 4
CLIENT:	Proyecto Final - U.T.N. F.R.A.	TIME:	8:41:38 PM
BY:	JDL Technologies	REV:	4