

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

**DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE PULSÍMETRO INALÁMBRICO
PARA LA MONITORIZACIÓN DE PACIENTES PEDIÁTRICOS**

Tesis para optar el Título de Ingeniero Electrónico, que presenta el bachiller:

Yessenia Kioko Llamoca Chahua

ASESOR: Rocío Callupe Pérez

Lima, Febrero del 2012

RESUMEN

El pulsímetro es un instrumento para medir constantemente la frecuencia cardíaca de un paciente, tiene un transductor con dos piezas, un emisor de luz y un fotodetector, generalmente en forma de pinza y que se suele colocar en el dedo, después se espera recibir la información de la frecuencia cardíaca. La medida de la frecuencia cardíaca resulta vital para un adecuado seguimiento del paciente durante una intervención quirúrgica. En pacientes que se encuentran hospitalizados o recibiendo algún tipo de tratamiento ambulatorio su constante monitorización es necesaria.

Por otro lado, los pulsímetros empleados en la actualidad son idóneos para la monitorización de señales en un paciente que se encuentra en estado de reposo, pero presentan obstáculos cuando el paciente se encuentra en constante movimiento. En los pacientes pediátricos esta situación es muy usual, el constante movimiento del paciente dificulta la monitorización en tiempo real y la señal obtenida resultará poco confiable; además de resultar de gran inconveniente para el paciente, el estar conectado a la interfaz de monitorización por medio de cables. Por otro lado, los trastornos de la frecuencia cardíaca en pediatría son relativamente frecuentes, siendo la mayor parte de las veces arritmias de tipo asintomáticas, he aquí donde se puede apreciar su vital importancia.

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo es diseñar una herramienta no invasiva, un prototipo de pulsímetro, que pueda transmitir de manera inalámbrica las mediciones de frecuencia cardíaca con la finalidad de mejorar el cuidado del paciente pediátrico. La implementación de una transmisión inalámbrica favorecería significativamente en la mejora de la calidad del cuidado del paciente pediátrico.



*A mi abuelo
por guiar siempre mi camino.*

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	- 6 -
CAPÍTULO 1: PROBLEMÁTICA	- 7 -
1.1 Antecedentes	- 7 -
1.2 Planteamiento del problema	- 7 -
1.3 Justificación	- 8 -
1.4 Objetivo	- 9 -
1.4.1 Objetivo general	- 9 -
1.4.2 Objetivos específicos.....	- 9 -
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEÓRICOS	- 11 -
2.1 Conceptos involucrados en la pulsimetría	- 11 -
2.1.1 El pulso arterial.....	- 11 -
2.1.2 La frecuencia cardíaca	- 14 -
2.1.3 Fotopletismografía.....	- 15 -
2.1.4 Pulsímetro	- 17 -
2.1.4.1 Funcionamiento del pulsímetro	- 18 -
2.1.4.2 Ventajas del pulsímetro	- 18 -
2.1.4.3 Desventajas del pulsímetro	- 19 -
2.2 Transmisión inalámbrica	- 19 -
2.2.1 Ondas electromagnéticas.....	- 20 -
2.2.2 Radiofrecuencia	- 21 -
2.2.3 Espectro Radioeléctrico.....	- 22 -
2.2.4 Tipos de Modulación	- 22 -
2.2.4.1 Modulación ASK	- 23 -
2.2.4.2 Modulación FSK	- 25 -
2.2.5 Módulos de radiofrecuencia	- 27 -
2.2.5.1 Características de los módulos de radiofrecuencia	- 27 -
2.2.5.2 Aplicaciones de los módulos radiofrecuencia	- 28 -
CAPÍTULO 3: DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE PULSÍMETRO INALÁMBRICO PARA LA MONITORIZACIÓN DE PACIENTES PEDIÁTRICOS	- 29 -
3.1 Diseño del sistema	- 29 -
3.2 Consideraciones tomadas para el diseño	- 30 -
3.3 Etapa del sensor	- 31 -
3.4 Acondicionamiento de la señal	- 34 -

3.4.1	Introducción.....	- 34 -
3.4.2	Etapa de amplificación	- 35 -
3.4.3	Etapa de filtrado	- 37 -
3.5	Procesamiento de la señal	- 39 -
3.5.1	Microcontrolador ATMEGA8L.....	- 41 -
3.5.2	Visualizador LCD 1620A-17	- 43 -
3.6	Transmisor y receptor RF	- 44 -
3.6.1	Módulo transmisor FST-4.....	- 47 -
3.6.2	Módulo receptor CZS-3.....	- 48 -
3.7	Interfaz serial	- 48 -
3.8	Estación remota	- 50 -
CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS		- 52 -
4.1	Introducción	- 52 -
4.2	Simulaciones	- 52 -
4.3	Pruebas realizadas	- 54 -
4.3.1	Pruebas de la etapa de acondicionamiento de la señal	- 54 -
4.3.2	Prueba de la etapa de transmisión y recepción inalámbrica vía radiofrecuencia .	- 56 -
4.3.3	Prueba del funcionamiento del programa.....	- 56 -
4.3.4	Prueba de la Interfaz de usuario	- 57 -
4.4	Consumo de Potencia	- 58 -
4.5	Presupuesto	- 59 -
CONCLUSIONES		- 61 -
RECOMENDACIONES		- 62 -
BIBLIOGRAFÍA		- 63 -

INTRODUCCIÓN

La técnica que utiliza un pulsímetro es una técnica que aprovecha las variaciones en la absorción de la luz por parte de los tejidos cuando se producen las pulsaciones, de manera no invasiva.

Los principales problemas al tratar de medir la frecuencia cardíaca con LEDs infrarrojos a un paciente en movimiento son los artefactos por movimiento y las limitaciones que supone el hecho de estar conectado al aparato de medición y procesado de la señal por un lapso de tiempo. Ambas condiciones limitan su utilidad cuando se trata de pacientes pediátricos.

Es por esto que la propuesta de transmitir inalámbricamente los datos resulta de suma importancia, siendo el principal objetivo de este proyecto.

En el país, los aparatos utilizados en las clínicas y hospitales requieren de un cable de conexión entre el sensor y el equipo, y llegado el momento de la toma de datos, el médico o enfermera debe acercarse al equipo. Esto debe hacerlo cada vez que se requiera saber la frecuencia cardíaca del paciente.

Para solucionar este aspecto, se propone una etapa de interfaz con el usuario, donde este podrá recibir la información de la frecuencia cardíaca activando la recepción y desactivándola cuando lo crea pertinente.

Adicionalmente, el equipo contará con visualizador que acompañará al sensor, con la finalidad de que se pueda verificar la correcta transmisión de la señal.

Como resultado del proyecto se ha conseguido desarrollar un dispositivo que satisface las necesidades anteriormente descritas.

CAPÍTULO 1: PROBLEMÁTICA

1.1 Antecedentes

Los antecedentes sobre el estudio del pulso arterial se remontan a la China antigua, aproximadamente 2500 años a.C., evidenciándose en la composición de un tratado sobre este. En dicho tratado se hace referencia al médico egipcio Imhotep, quien afirmaba que “el pulso era un índice del corazón y de las condiciones del enfermo” [1].

En sus inicios, la medición del pulso se realizaba únicamente usando el método de palpación. Este método era de suma importancia ya que era el único que nos daba información sobre el estado del aparato cardiovascular, a pesar de lo subjetivo que resultase su diagnóstico.

En la década de los 80 apareció el pulsoxímetro que mide la saturación de oxígeno en la sangre arterial (SaO₂) y la frecuencia cardíaca, este equipo ha incrementado considerablemente su nivel de aceptación entre la comunidad médica, de tal forma que es en la actualidad casi un estándar en sistemas de monitoreo de signos vitales. Gracias a su naturaleza no invasiva y su alta efectividad es infaltable en quirófanos, salas de recuperación, unidades de cuidados intensivos y salas de emergencia.

El tratamiento de enfermedades respiratorias como el asma, incluye no solo un proceso de medicación sino también una serie de evaluaciones que permitan al médico verificar la evolución de la capacidad pulmonar del paciente durante el tratamiento. Por ello, es necesario contar con una herramienta que permita el monitoreo continuo de la frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno del paciente [2].

1.2 Planteamiento del problema

En la actualidad, la práctica médica exige un cuidadoso monitoreo de las señales vitales para el manejo terapéutico del paciente. La medición de la frecuencia cardíaca resulta vital para un adecuado diagnóstico, por esto, su medición es indispensable tanto en pacientes hospitalizados como en aquellos que reciben algún tipo de tratamiento ambulatorio.

El conocimiento sobre el pulso arterial es importante para la constante evaluación de los signos vitales y el tratamiento por oxigenoterapia (administración de oxígeno en

concentraciones mayores a la del ambiente, 21%, con la finalidad de prevenir la hipoxemia y la hipoxia tisular) [26]. Teniendo el conocimiento del pulso arterial se podrá pronosticar si la función respiratoria trabaja adecuadamente, y si se produce el transporte de oxígeno hacia los tejidos en las cantidades adecuadas.

Se han desarrollado diversos equipos basados en la técnica de fotopletimografía, la cual consiste en la medición de la variación del volumen de la sangre en una arteria mediante la cuantificación de la absorción de luz en los tejidos [3].

La técnica utilizada para la medición de la frecuencia cardíaca, actualmente utilizada en los hospitales peruanos, son idóneos para el monitoreo de señales del paciente en reposo, pero presentan obstáculos para el monitoreo cuando el paciente se encuentra en constante movimiento. Al ser el mercado objetivo el paciente pediátrico, esta será una situación por la que se pasará de manera usual, este constante movimiento del paciente ocasionará los llamados 'artefactos por movimiento', los cuales dificultarán la monitorización en tiempo real debido a que la señal obtenida resulta poco confiable.

Además, resulta un gran inconveniente para el paciente el estar conectado a la interfaz de monitorización por medio de cables.

Por otro lado, ya que el personal encargado de realizar la prueba debe decidir cuándo terminarla basado en los signos externos que presenta el paciente durante la misma, pueden tomarse decisiones erradas.

1.3 Justificación

Para los pacientes pediátricos los cuidados especiales se basan en una combinación de fisiología, tamaño físico y edad; por esta razón, es en los pacientes pediátricos que se deben potenciar la monitorización no invasiva con la finalidad de evitar graves daños al paciente, el cual es más propenso a adquirirlos si se le aplicasen las técnicas usadas en pacientes adultos.

El cuidado del paciente pediátrico crítico exige una constante observación y evaluación, en dicho estado, los parámetros vitales deben ser monitorizados constantemente para poder detectar alteraciones y actuar en el debido momento.

La implementación de una transmisión inalámbrica al prototipo favorecería significativamente en la mejora de la calidad del cuidado del paciente pediátrico y en la toma de las mediciones ya que, para este tipo de pacientes, se tiene mayor dificultad para llevar a cabo dichas tomas. Se propone este tipo de transmisión de datos como medida práctica para su uso con este tipo de pacientes ya que deben ser monitorizados desde el inicio de una consulta clínica, donde el constante movimiento del niño impide hacer las mediciones de forma automática, esto evitaría la toma de datos manual y el llenado de un historial clínico. Así, se pretende brindar una mayor comodidad al paciente otorgándoles una mejor calidad de vida y además, se brindaría apoyo a los usuarios clínicos.

1.4 Objetivo

1.4.1 Objetivo general

El objetivo del presente trabajo es diseñar una herramienta no invasiva, un prototipo de pulsímetro, que pueda transmitir de manera inalámbrica las mediciones de frecuencia cardíaca con la finalidad de mejorar el cuidado del paciente pediátrico.

1.4.2 Objetivos específicos

- Levantar información sobre la necesidad de la monitorización de la frecuencia cardíaca de manera inalámbrica en pacientes pediátricos.
- Diseñar un prototipo para la monitorización de la frecuencia cardíaca de manera inalámbrica, considerando que las señales adquiridas se encuentran en un rango de frecuencias entre 0.5 Hz y 5 Hz.
- Obtener un prototipo que proporcione facilidad de uso por pacientes pediátricos monitoreados por un especialista clínico.
- Diseñar la etapa de digitalización para las señales utilizando una resolución y con una velocidad de muestreo adecuada.
- Diseñar la etapa de comunicación inalámbrica para abordar el problema ergonómico que presentan los sistemas de monitoreo convencionales.

- Desarrollar un software de adquisición y muestreo de datos que se adapte al tipo de aplicación y permita controlar los parámetros del paciente desde la computadora del médico tratante.
- Realizar pruebas de funcionamiento de la etapa de comunicación inalámbrica, verificando que exista una probabilidad de error de bit aceptable para el tipo de aplicación.



CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Conceptos involucrados en la pulsimetría

2.1.1 El pulso arterial

El pulso arterial representa las contracciones del corazón que son, específicamente, reflejo de las contracciones del ventrículo izquierdo, de la cantidad de sangre que es eyectada en cada sístole, de la frecuencia y ritmicidad con que ocurre, y de la onda de presión que se produce a través del sistema arterial (que depende también de la distensibilidad de la aorta y de las principales arterias) y de la resistencia arteriolar periférica.

El pulso arterial se puede percibir mediante la palpación de cualquier arteria superficial (arteria radial, cubital, poplítea, carótida, etc.) aunque con cierto tiempo de retraso dependiendo del lugar donde se toman las mediciones, esto debido a que la velocidad de propagación de la onda de pulso es de 8 a 10 mseg. Dependiendo de su forma, ritmo, simetría, intensidad, etc. puede deducirse la presencia de numerosas enfermedades [1].

La medición del pulso arterial normal (ver FIGURA 2.1) se da como una onda de rápida ascendencia y lenta descendencia. La amplitud de esta onda permite su fácil palpación y su ritmo es regular.

Los tipos de pulso arterial son los que se listan a continuación, y dependen exclusivamente del lugar de medición [4]:

- *Pulso carotídeo*: Se mide en el cuello, sobre cada arteria carotídea.
- *Pulso axilar*: Se mide en los huecos axilares.
- *Pulso braquial*: Se mide sobre el pliegue de los codos.

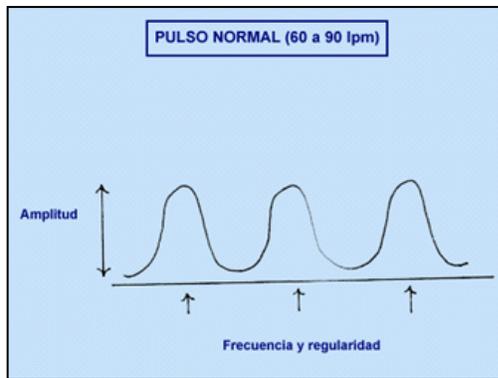


FIGURA 2.1: Pulso normal [4]

La medición del pulso arterial se debe realizar en un lugar donde el latido sea nítido, los más usados en el ámbito médico son el radial y el braquial.

Algunos aspectos que se deben tomar en cuenta en el momento de palpar el pulso arterial son [4]:

- *La forma de la onda del pulso con su fase ascendente y descendente:* Ocasionalmente se puede palpar alguna escotadura en alguna de estas fases.
- *La amplitud de la onda del pulso, desde su comienzo hasta el máximo:* Puede ser normal, aumentada o disminuida. Es importante observar la velocidad de ascenso del pulso.
- *La frecuencia de los latidos:* El valor normal se encuentra entre 60 y 80 latidos por minuto (lpm). Medidas por encima de los 90 lpm indican taquicardia (ver FIGURA 2.2), y medidas por debajo de los 60 lpm indican bradicardia (ver FIGURA 2.3).

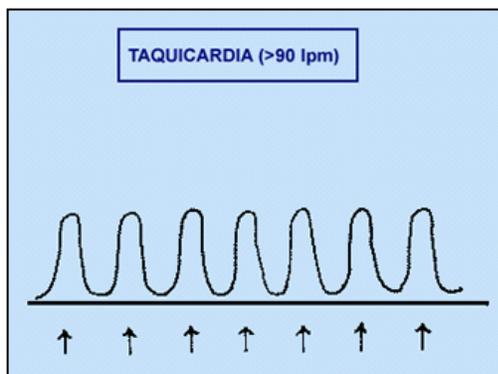


FIGURA 2.2: Taquicardia [4]

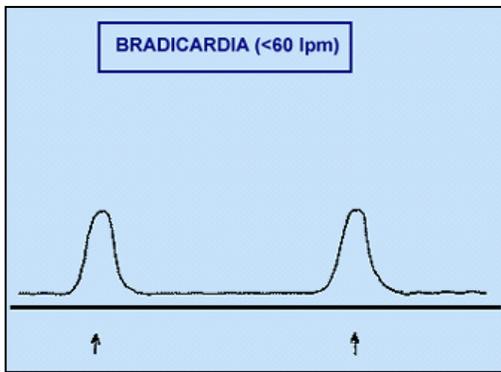


FIGURA 2.3: Bradicardia [4]

- *La ritmicidad:* Indican la regularidad en la que se producen los latidos, la secuencia puede ser regular o irregular, y dependiendo del caso podría tratarse de una arritmia. Lo normal es que el pulso sea regular y que cada uno de los latidos tenga la misma distancia respecto al anterior, con pequeñas variaciones que se producen con la respiración.
- *Arritmia completa:* Se da una secuencia de pulso irregular en frecuencia y amplitud (ver FIGURA 2.4).

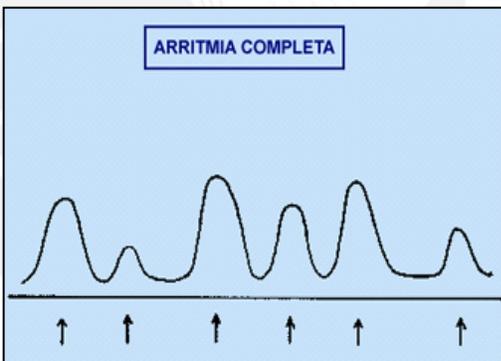


FIGURA 2.4: Arritmia completa [4]

- *Arritmia respiratoria:* Se da un aumento en la frecuencia relacionada con la inspiración; usualmente en personas jóvenes (ver FIGURA 2.5).

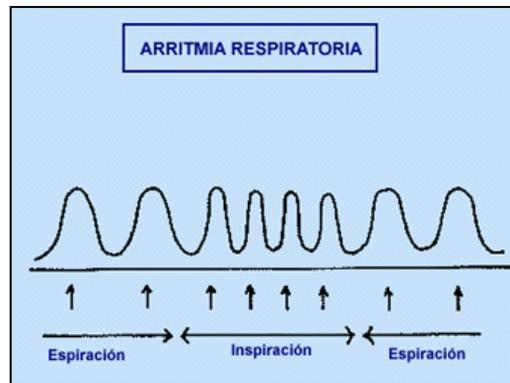


FIGURA 2.5: Arritmia respiratoria [4]

Algunas anomalías en el pulso arterial [4]:

- *Pulso hipocinético*: Cuando el pulso es muy débil.
Causas: insuficiencia cardíaca congestiva, shock, hipovolemia, infarto agudo de miocardio, taponamiento cardíaco, pericarditis crónica constrictiva, miocardiopatía y miocarditis.
- *Pulso hiperkinético*: Cuando se da un ascenso brusco en la intensidad del pulso y una caída brusca.
Causas: arteriosclerosis, hipertensión, coartación aórtica.

2.1.2 La frecuencia cardíaca

La medición de la frecuencia cardíaca se ha convertido en una práctica común en muchas áreas de la medicina clínica debido a su método empleado. Dicha medición nos da a conocer el número de pulsaciones por unidad de tiempo y puede medirse en diversos puntos del cuerpo de manera no invasiva, proporcionándonos una lectura constante y muy confiable.

En términos médicos, la frecuencia cardíaca representa el número de contracciones del corazón que se propaga a través de las arterias, gracias a la elasticidad que poseen.

Los valores normales en reposo de la frecuencia cardíaca se presentan en la siguiente tabla (ver TABLA 2.1):

TABLA 2.1: Rangos de Frecuencia Cardíaca [27]

PACIENTE	FRECUENCIA CARDÍACA (LPM)
Infantes	80 – 160
Niños	80 – 100
Adultos	60 – 80
Ancianos	60 o menos

2.1.3 Fotopleletismografía

La fotopleletismografía es una técnica basada en principios ópticos que se emplea para monitorizar la frecuencia cardíaca. Esta técnica consiste en medir la variación del volumen de sangre en una arteria en relación con la cantidad de luz que absorbe [5].

Sensor de Fotopleletismografía: en el mercado actual existen diversos tipos de sensores de fotopleletismografía. Estos se pueden clasificar por la cantidad de veces que pueden ser utilizados o por la zona del cuerpo en la que son colocados.

Dentro de la primera clasificación se encuentran los sensores desechables y los reutilizables (ver FIGURA 2.6 y 2.7). Los sensores desechables tienen la ventaja de ser anatómicos, es decir, se adaptan perfectamente a la zona que van a sensor. Se pueden encontrar en diferentes tallas por lo cual son especialmente prácticos en las salas de neonatología y laboratorios de investigación para pruebas con animales.

Por otro lado, los sensores reutilizables resultan más económicos, pues por su composición robusta tienen un tiempo de vida de hasta varios meses si son utilizados adecuadamente, además pueden ser utilizados en distintos pacientes, lo cual es ideal para un sistema que requiere numerosas tomas de datos como por ejemplo un estudio de laboratorio.

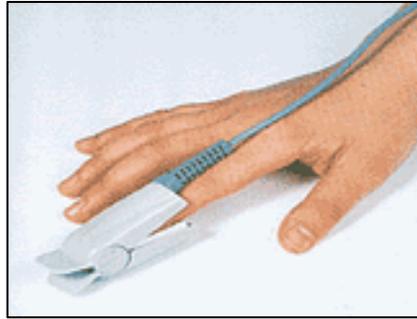


FIGURA 2.6: Sensor reutilizable Nellcor



FIGURA 2.7: Sensor desechable

Dentro de la segunda clasificación existen diversos tipos de sensores, tales como digitales, de oído, de frente y de pies (ver FIGURA 2.8). Para este caso particular solo consideraremos los beneficios y desventajas de los sensores de frente y digital, pues estos son los más utilizados en estudios de laboratorio sobre artefactos por movimiento.



FIGURA 2.8: Tipos de sensores según el lugar donde son ubicados

Yoshiki Yamaya, en su estudio comparativo sobre la validez de la pulsoximetría durante el ejercicio en estados de normoxia, hipoxia e hiperoxia, encontró que los sensores frontales presentan un mejor desempeño en comparación con los digitales durante este tipo de pruebas. Además Nellcor, recomienda utilizar este tipo de sensor en pacientes en movimiento, pues al ser la cabeza un lugar de menor movilidad que los dedos, las lecturas realizadas serán más confiables [5].

Sin embargo, el sensor frontal funciona bien únicamente en pacientes sanos y con buena oxigenación de tejidos. Además al utilizar el sensor en pacientes críticamente enfermos suelen presentarse errores en la lectura, por lo tanto no es posible establecer la confiabilidad del pulsoxímetro frontal a bajos niveles de saturación [5].

2.1.4 Pulsímetro

La naturaleza pulsátil de la sangre arterial facilita la medición de los cambios en la absorción de luz a medida que se producen las pulsaciones, esto es, la absorción de la luz aumenta de forma intermitente y aguda con el paso de la sangre arterial de cada latido [6].

El pulsímetro mide los pulsos gracias a un transductor con dos piezas, un emisor de luz y un fotodetector, generalmente, este sensor tiene forma de pinza y se suele ubicar en el dedo. El emisor de luz requiere de una fuente de luz lo suficientemente potente para atravesar tejidos de más de 1cm de espesor pero lo suficientemente pequeños para ajustarse a una sonda de medición, siendo los diodos emisores de luz o LEDs los que cumplen con estas especificaciones.

2.1.4.1 Funcionamiento del pulsímetro

El funcionamiento de un equipo de pulsimetría se detalla a continuación:

El dispositivo emite luz con una longitud de onda de 940nm (LED infrarrojo). En mayor cantidad, la luz es absorbida por el tejido conectivo, la piel, los huesos y la sangre venosa; en cada latido se produce un pequeño incremento en dicha absorción por la sangre arterial lo que significa que es necesaria la presencia de pulso arterial para que el aparato reconozca alguna señal.

Como dispositivo principal de entrada, el pulsímetro posee un fotodetector el cual detecta las variaciones de la intensidad luminosa emitida por el LED infrarrojo después de atravesar el tejido. El fotodetector produce una corriente linealmente proporcional a la intensidad de luz incidente, esta corriente es convertida a voltaje para ser analizada por la unidad de proceso del pulsímetro [6].

En este proyecto, para la realización del pulsímetro se hará uso de un microcontrolador por lo que se requiere de una etapa previa de acondicionamiento de la señal para poder luego ser procesada por éste. Y finalmente, la información que se obtiene es la frecuencia cardíaca.

En la actualidad, los equipos disponibles en el mercado son muy fiables para valores entre el 80 y 100%, pero su fiabilidad disminuye por debajo de estas cifras.

2.1.4.2 Ventajas del pulsímetro

La principal ventaja que posee un pulsímetro es su no invasividad, esta es una característica de suma importancia en el ámbito médico ya que hace sencilla su aplicación, por ende su uso se ha masificado primordialmente en las UCI's.

Además, el pulsímetro nos brinda información de la frecuencia cardíaca en todo momento y de manera rápida gracias a que su uso se puede realizar de manera constante [7].

2.1.4.3 Desventajas del pulsímetro

En los pacientes pediátricos se debe tener también especial atención cuando existan lámparas de infrarrojos para calentamiento de los pacientes puesto que pueden alterar el resultado de la lectura.

También, al colocar de manera incorrecta del pulsímetro se producirá una lectura incorrecta. Asimismo, cuando se presentan cuadros de hipotermia, shock, temblores involuntarios, hipotensión, bajo gasto cardíaco o movimientos repetitivos por parte del paciente ocasionarán lecturas erróneas en el prototipo.

La congestión venosa puede producir pulsaciones venosas, generando lecturas por debajo del nivel esperado.

La reducción del flujo pulsátil periférico producido por vasoconstricción periférica (arritmia, hipotensión, falla cardíaca) puede resultar en una señal inadecuada para el análisis.

El barniz de uñas o pigmentaciones irregulares en la piel pueden causar lecturas por debajo de los niveles reales [7] [8] [9].

2.2 Transmisión inalámbrica

La transmisión es el intercambio de información entre dos puntos que se encuentran situados en puntos geográficos distantes. Según el medio de transmisión por el que se propaga la información puede clasificarse en: transmisión alámbrica o inalámbrica.

La transmisión inalámbrica se refiere al tipo de comunicación que no emplea cables, si no, hace uso de frecuencias de radio u ondas infrarrojas.

Las principales ventajas de este tipo de transmisión son [10]:

- Permiten una amplia libertad de movimientos.
- Facilitan la reubicación de las estaciones de trabajo evitando así la necesidad de establecer cableado.

La transmisión inalámbrica es posible empleando las ondas electromagnéticas, las que transmiten la información de un punto hacia otro. Algunas de las técnicas utilizadas en las redes inalámbricas son: infrarrojos, microondas, láser y radio. Las redes por radio pueden configurarse de muy diferentes maneras, integrando soluciones más robustas, de más ancho de banda y mayor alcance para acceso a los usuarios finales [10].

2.2.1 Ondas electromagnéticas

Las ondas electromagnéticas son un tipo de radiación que se propaga en forma de ondas y que puede viajar a través del vacío, por consiguiente, no necesitan de un medio físico. Estas ondas presentan una clase de disturbio ondulatorio, el cual se va a repetir cada cierta distancia conocida como “longitud de onda”.

Las ondas electromagnéticas pueden ser del tipo visibles o invisibles, lo cual dependerá de su frecuencia y longitud de onda. Según su frecuencia de oscilación pueden ser [11]:

- | | |
|--|------------------|
| • Oscilaciones eléctricas de baja frecuencia | • Visible |
| • Radiofrecuencia | • Ultravioleta |
| • Microondas | • Rayos X |
| • Infrarrojo | • Rayos Gamma |
| | • Rayos Cósmicos |

En la siguiente tabla (ver TABLA 2.2) se muestra información más detallada sobre el rango de ondas electromagnéticas:

TABLA 2.2: Rangos de Ondas Electromagnéticas [12]

Tipo de onda	Longitud de onda	Frecuencia	Energía
Rayos gamma	< 10 pm	> 30.0 EHz	> 19.9E-15 J
Rayos X	< 10 nm	> 30.0 PHz	> 19.9E-18 J
Ultravioleta Extremo	< 200 nm	> 1.5 PHz	> 993E-21 J
Ultravioleta Cercano	< 380 nm	> 789 THz	> 523E-21 J
Luz Visible	< 780 nm	> 384 THz	> 255E-21 J
Infrarrojo Cercano	< 2.5 um	> 120 THz	> 79.5E-21 J
Infrarrojo Medio	< 50 um	> 6.00 THz	> 3.98E-21 J
Infrarrojo Lejano	< 1 mm	> 300 GHz	> 199E-24 J
Microondas	< 30 cm	> 1.0 GHz	> 1.99e-24 J
Ultra Alta Frecuencia Radio	< 1 m	> 300 MHz	> 1.99e-25 J
Muy Alta Frecuencia Radio	< 10 m	> 30 MHz	> 2.05e-26 J
Onda corta Radio	< 180 m	> 1.7 MHz	> 1.13e-27 J
Onda Media(AM) Radio	< 650 m	> 650 kHz	> 4.31e-28 J
Onda Larga Radio	< 10 km	> 30 kHz	> 1.98e-29 J
Muy Baja Frecuencia Radio	> 10 km	< 30 kHz	< 1.99e-29 J

2.2.2 Radiofrecuencia

La radiofrecuencia es la transmisión de señales utilizando una porción del espectro radioeléctrico correspondiente al espectro de ondas electromagnéticas. Su principio es la generación de ondas electromagnéticas aplicando corriente alterna a una antena [10].

Con frecuencias comprendidas entre los 3 kHz y 3 GHz, y longitudes de onda entre los 10 cm y 100 km, su uso es direccionado principalmente a la transmisión de datos de manera inalámbrica.

Las ondas de radiofrecuencia son portadoras de radio porque desempeñan la función de entregar energía al receptor; los datos que se transmiten son sobrepuestos sobre la portadora de radio para que se pueda extraer en forma precisa por el receptor

(modulación de la portadora por la información que se transmite, por ejemplo AM, FM, etc.) [13] [14].

2.2.3 Espectro Radioeléctrico

Es el conjunto de bandas de frecuencia que utilizan los sistemas de telecomunicaciones para el envío y recepción de información. El espectro abarca frecuencias desde 1KHz a 300GHz aproximadamente (ver TABLA 2.3).

Las principales bandas de frecuencia del espectro radioeléctrico son:

TABLA 2.3: Bandas de Frecuencia del Espectro Radioeléctrico [28]

Abreviatura	Significado	Frecuencias	Longitud de onda	Designación
ELF	Extra-low freq.	0.3 a 3 KHz.	1000 a 100 Km	Megamétricas
VLF	Very-low freq.	3 a 30 KHz	100 Km a 10 Km	Miriamétricas
LF	Low frequency	30 a 300 KHz	10 Km a 1 Km	Kilométricas
MF	Medium freq.	300 a 3000 KHz	1000 m a 100m	Hectométricas
HF	High frequency	3 a 30 MHz	100 m a 10 m	Decamétricas
VHF	Very-high freq.	30 a 300 MHz	10 m a 1 m	Métricas
UHF	Ultra-high freq.	300 a 3000 MHz	1 m a 10 cm	Decimétricas
SHF	Super-high freq.	3 a 30 GHz	10 cm a 1 cm	Centimétricas
EHF	Extra-high freq.	30 a 300 GHz	10 mm a 1 mm	Milimétricas

2.2.4 Tipos de Modulación

La modulación se utiliza por las siguientes razones:

- Facilita la transmisión de información, ya sea por cable o por el aire.
- Se logra disminuir las dimensiones de las antenas.
- Se puede reducir el ancho de banda.
- Disminuye la interferencia entre canales.
- La información es menos propensa al ruido.

Los tipos de modulación dependen de la señal a modular, éstas son básicamente de dos tipos:

- Modulación Analógica: AM, FM, PM, PAM, PWM, PPM.
- Modulación Digital: ASK, FSK, PSK, QAM, QPSK, etc.

2.2.4.1 Modulación ASK

La modulación por desplazamiento de amplitud o ASK es un tipo de modulación analógica. Consiste en variar la amplitud de la señal portadora en función de la amplitud de la señal moduladora, lo que puede ser descrito como una multiplicación [15].

Para una señal portadora (ver FIGURA 2.9):

$$S_p(t) = A \cdot \text{Sen}(2\pi \cdot f_p \cdot t)$$

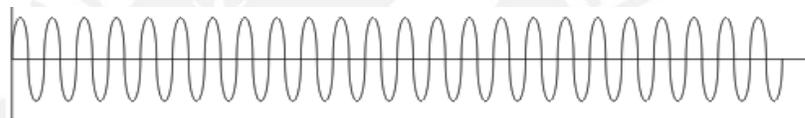


FIGURA 2.9: Señal portadora en el dominio del tiempo [16]

Y señal moduladora (ver FIGURA 2.10 y 2.11):

$$S_m(t) = 1, \text{ para '1'}$$

$$0, \text{ para '0'}$$

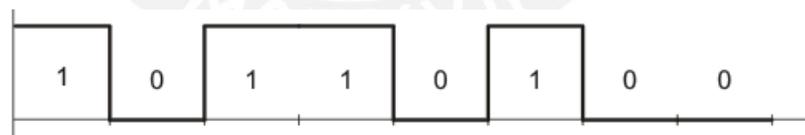


FIGURA 2.10: Señal moduladora en el dominio del tiempo [16]

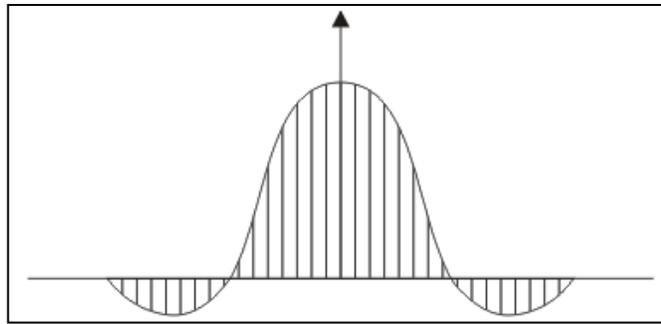


FIGURA 2.11: Señal moduladora en el dominio de la frecuencia [16]

La señal modulada (ver FIGURA 2.12 y 2.13) tendrá la siguiente expresión:

$$S_m(t) = A \cdot \text{Sen}(2\pi \cdot f_p \cdot t), \text{ para '1'}$$

$$0, \text{ para '0'}$$

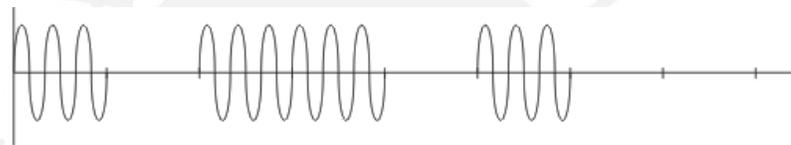


FIGURA 2.12: Señal modulada en el dominio del tiempo [16]

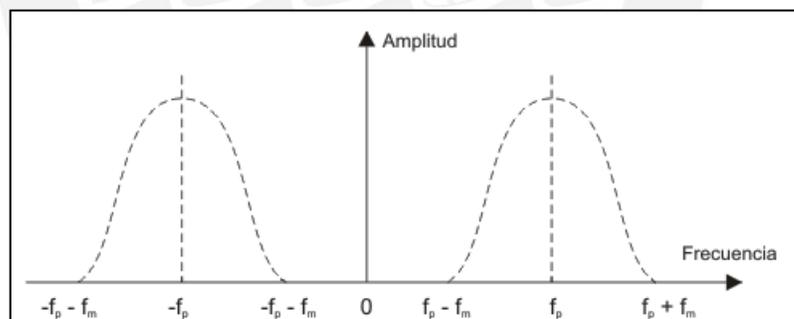


FIGURA 2.13: Señal modulada en el dominio de la frecuencia [16]

Ventajas de la modulación ASK:

- La fuerza de la señal portadora varía para representar valores binarios.
- La frecuencia y fase permanecen constantes.

Desventajas de la modulación ASK:

- La velocidad de transmisión depende del medio de transmisión.
- Es susceptible al ruido.

2.2.4.2 Modulación FSK

La modulación por desplazamiento de fase o FSK también es un tipo de modulación analógica. Los valores binarios de la señal moduladora se representarán con dos frecuencias diferentes, ambas próximas a la frecuencia de la señal portadora [15].

Para una señal portadora (ver FIGURA 2.14):

$$S_p(t) = A \cdot \text{Sen}(2\pi \cdot f_1 \cdot t), \text{ para '1'}$$

$$A \cdot \text{Sen}(2\pi \cdot f_2 \cdot t), \text{ para '0'}$$

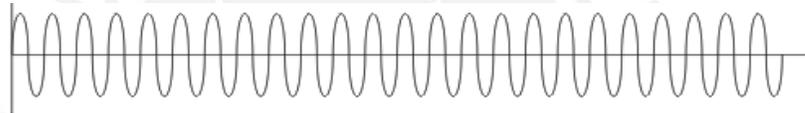


FIGURA 2.14: Señal portadora en el dominio del tiempo [16]

Y señal moduladora (ver FIGURA 2.15 y 2.16):

$$S_m(t) = 1, \text{ para '1'}$$

$$0, \text{ para '0'}$$

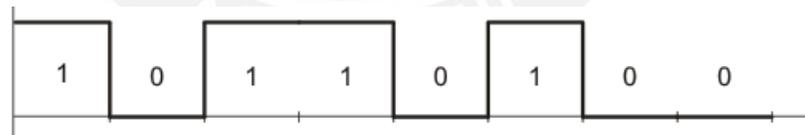


FIGURA 2.15: Señal moduladora en el dominio del tiempo [16]

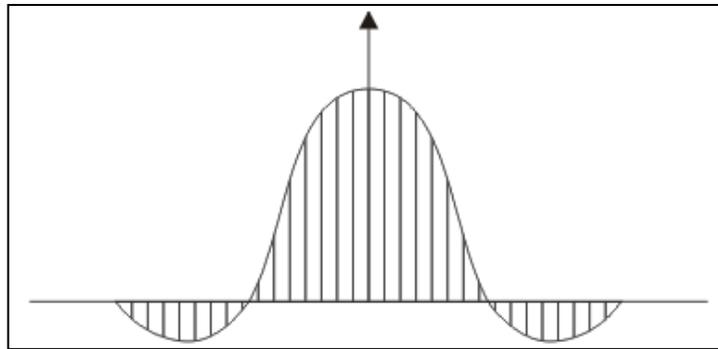


FIGURA 2.16: Señal moduladora en el dominio de la frecuencia [16]

La señal modulada (ver FIGURA 2.17 y 2.18) tendrá la siguiente expresión:

$$S_m(t) = A \cdot \text{Sen}(2\pi \cdot f_1 \cdot t), \text{ para '1'}$$

$$A \cdot \text{Sen}(2\pi \cdot f_2 \cdot t), \text{ para '0'}$$

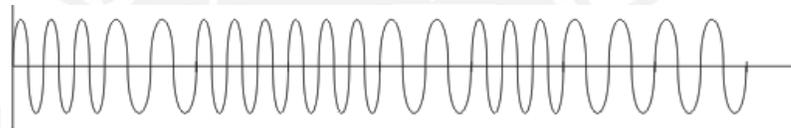


FIGURA 2.17: Señal modulada en el dominio del tiempo [16]

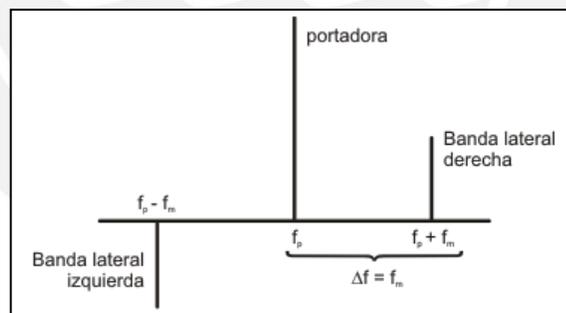


FIGURA 2.18: Señal modulada en el dominio de la frecuencia [16]

Ventajas de la modulación FSK:

- Es inmune al ruido.
- Es posible la corrección de errores.
- Consumo bajo de potencia

Desventajas de la modulación FSK:

- Requieren de un mayor ancho de banda.
- Requieren de una sincronización precisa.

2.2.5 Módulos de radiofrecuencia

Los módulos de radiofrecuencia (ver FIGURA 2.19) son módulos capaces de generar, modular, emitir, recibir y demodular señales del tipo digital o analógica.

Estos módulos están conformados por un transmisor y un receptor, o por transceptores cuando se requiere de una transmisión bidireccional. No requieren de una electrónica externa, únicamente de una antena para obtener largo alcance.

Emplean modulación ASK y FSK, y trabajan con frecuencias de 315 MHz, 418 MHz, 433.92 MHz en UHF [17] [18].

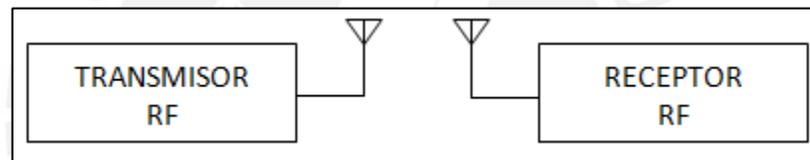


FIGURA 2.19: Módulos de radiofrecuencia

2.2.5.1 Características de los módulos de radiofrecuencia

Algunas características relevantes de los módulos RF [17] [18]:

- Bajo costo.
- No se requiere de elementos externos.
- Consumo bajo de potencia.
- Emplean comunicación serial.

2.2.5.2 Aplicaciones de los módulos radiofrecuencia

Algunas aplicaciones de los módulos RF [17] [18]:

- Control remoto.
- Apertura de garajes.
- Control de luminosidad.
- Sistema de monitoreo médico.
- Transferencia periódica de datos.
- Alarmas de seguridad.



CAPÍTULO 3: DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE PULSÍMETRO INALÁMBRICO PARA LA MONITORIZACIÓN DE PACIENTES PEDIÁTRICOS

3.1 Diseño del sistema

Para el diseño del sistema se han establecido dos etapas generales, una de transmisión y otra de recepción (ver FIGURA 3.1 y 3.2).

Diagrama de bloques de la etapa de transmisión de datos:

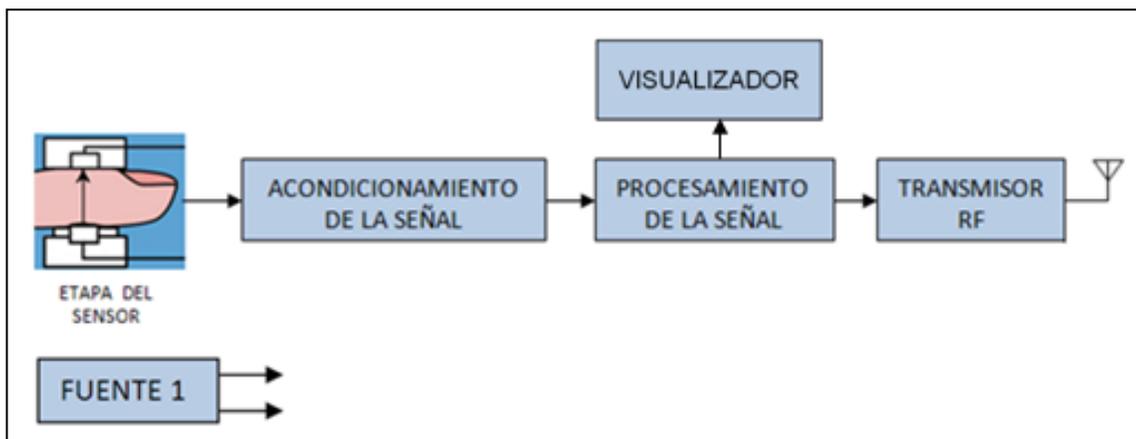


FIGURA 3.1: Etapa de transmisión de datos

Diagrama de bloques de la etapa de recepción de datos:

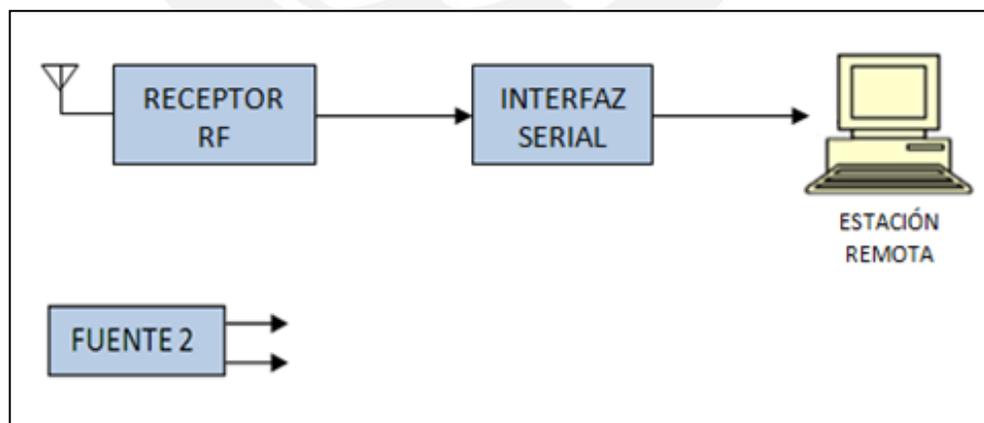


FIGURA 3.2: Etapa de recepción de datos

Estas etapas, a su vez, están divididas en las siguientes partes:

- Etapa del sensor.
- Acondicionamiento de la señal.
- Procesamiento de la señal.
- Transmisión RF.
- Recepción RF.
- Interfaz serial.
- Estación remota.
- Fuente 1.
- Fuente 2.

3.2 Consideraciones tomadas para el diseño

- El sensor ha sido construido adecuando un gancho debido a que tiene la misma función que una pinza para fines de aislamiento del LED infrarrojo y el fotodiodo, consiguiendo eliminar interferencias. La señal obtenida del sensor es muy pequeña por lo que se necesita de una etapa de amplificación, y será indispensable filtrar la señal para eliminar el ruido. En esta etapa se usa amplificadores operacionales LM358 básicamente porque son de tipo dual, permiten ahorrar espacio y presentan otras características importantes.
- La señal amplificada pasa al ATMEGA8L, y por medio de un programa para la adquisición y para calcular la frecuencia cardíaca. Este valor es mostrado por el visualizador LCD 1620A-17 y enviado por el USART del microcontrolador hacia el módulo transmisor.
- En la etapa de transmisión RF, se emplean los módulos de transmisión y recepción FST-4 y CSZ-3. El transmisor utiliza modulación ASK y envía el dato hacia el receptor a través de una antena.
- Luego de ser demodulada la señal en la etapa de recepción, ésta es llevada a una computadora basándonos en el protocolo serial RS232 para poder visualizar la frecuencia cardíaca en un software supervisor.
- La alimentación para todo el sistema será con 5 VDC, tensión de alimentación obtenida del módulo ETS-7000 Digital-analog Training System de la marca Kandh Products, proporcionado por el Laboratorio de Circuitos y Sistemas

Electrónicos de la Pontificia Universidad Católica del Perú para realizar las pruebas necesarias.

- El prototipo tiene desarrollado todos los requerimientos solicitados, posee un LED que trabaja de manera intermitente sincronizado con los latidos del paciente.
- Finalmente, el prototipo cuenta con un pulsador de reinicio que permite al equipo estar listo para una nueva evaluación cuando se haga un cambio de paciente.

A continuación se explica las etapas comprendidas en el diseño.

3.3 Etapa del sensor

De acuerdo al ítem 2.1.3, donde se muestran los diferentes tipos de sensores comerciales para fotopleletismografía, se decide diseñar un sensor para este trabajo de tesis. En esta se da la adquisición de la señal con información de la frecuencia cardíaca. Este sensor consta de un LED infrarrojo y un fotodiodo, en donde la luz emitida pasa a través de los tejidos, y la variación en el volumen de la sangre alterará la cantidad de luz que incide sobre el fotodetector.

El sensor puede ser colocado en un dedo o lóbulo de la oreja para detectar los cambios en la luz transmitida.

Para fines prácticos en la construcción del sensor se ha empleado un gancho de madera, donde se fija el LED infrarrojo y el fotodiodo en lados exactamente opuestos (ver FIGURA 3.3 y 3.4). La finalidad de su uso es lograr un aislamiento, ya que es necesario filtrar la luz del ambiente para evitar errores en la medición. En este trabajo de tesis no se tiene como objetivo la construcción del sensor sino a futuro poder usar un sensor comercial.

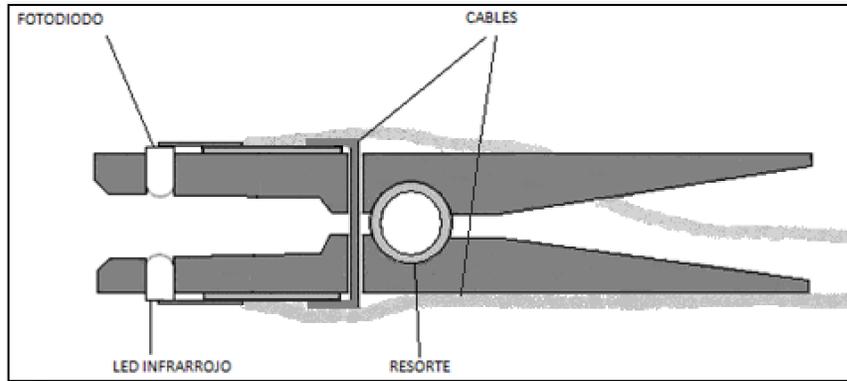
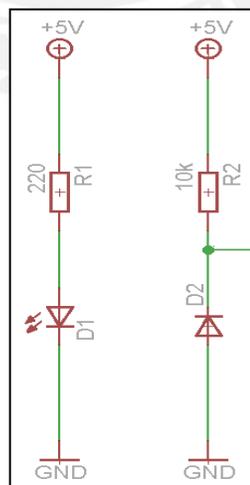


FIGURA 3.3: Representación del sensor elaborado [19]



FIGURA 3.4: Foto real del sensor elaborado

A continuación se presenta el diagrama esquemático de la etapa del sensor (ver FIGURA 3.5):



**ACONDICIONAMIENTO
DE LA SEÑAL**

FIGURA 3.5: Diagrama esquemático del circuito de la etapa del sensor

Las resistencias R1 y R2 son para limitar las corrientes que circulan por los LED infrarrojo y fotodiodo respectivamente.

El LED infrarrojo emite luz con una longitud de onda $\lambda = 940$ nm, soporta una corriente máxima de 150 mA y tiene una caída de tensión entre 1,5 y 2 V. Entonces, se puede tomar un valor para R1 = 220 Ω con el cual no se supera la corriente máxima permitida por el LED:

$$\frac{5V - 1.5V}{220\Omega} = 15.9mA < 150mA \dots\dots(Ecuación 3.1)$$

Del otro lado, el fotodiodo es un dispositivo que proporciona una intensidad de corriente en función de la potencia luminosa que recibe cuando está polarizado de forma inversa. Si estuviese polarizado de forma directa, el fotodiodo se comportaría como un diodo normal.

Hay que tener en cuenta que la potencia que suministre el fotodiodo dependerá de la potencia que capte, por lo que es necesario un aislamiento tal que sólo capte la luz que emite el LED infrarrojo.

La corriente de oscuridad que pasa por el fotodiodo es de 200 μA y la caída de tensión que presenta es de 3.2 V, entonces, podemos hallar el valor de R2 de la siguiente manera:

$$R2 = \frac{5V - 3.2V}{200\mu A} = 9k\Omega \dots\dots(Ecuación 3.2)$$

El valor escogido para R2 será de 10 k Ω ya que es un valor comercial.

Para el caso en el que el dedo tiene poca sangre, es decir, se está esperando un latido, la corriente que pasa por el fotodiodo es de 179.3 μA y junto con la resistencia R2 se puede calcular la tensión generada:

$$V1 = 179.3\mu \times 10k = 1.793V \dots\dots(Ecuación 3.3)$$

Para el caso en el que el dedo se llena de sangre, es decir, el corazón da un latido, la corriente que pasa por el fotodiodo es de 180 μA y del mismo modo se puede calcular la tensión generada:

$$V2 = 180\mu \times 10k = 1.8V \dots\dots(Ecuación 3.4)$$

Por lo tanto, las variaciones de tensión que brinda el fotodiodo, como consecuencia de las variaciones de luz que capta debido a las pulsaciones, estarán en:

$$V1 - V2 = 1.8 - 1.793 = 7mV \dots\dots(Ecuación 3.5)$$

Finalmente, se hace necesaria una etapa de amplificación de la señal con ganancia $G = 1000$.

3.4 Acondicionamiento de la señal

3.4.1 Introducción

La frecuencia cardíaca está comprendida entre los 60 y 100 latidos por minuto (LPM) en condiciones normales. Para nuestro diseño, se abarca el rango de 30 a 300 LPM con el fin de que se puedan detectar arritmias.

La señal obtenida del sensor deberá ser pasada por un filtro pasa banda que limite la frecuencia de trabajo de 0.5 a 5 Hz para obtener el rango de frecuencias cardíacas necesario. Además, la señal que se obtiene de la etapa del sensor es una señal muy pequeña, con variaciones de tensión en el orden de los milivoltios (7 mV) y presenta gran cantidad de ruido electromagnético.

Para que la señal pueda ser procesada por el microcontrolador ésta deberá amplificarse, haciéndose necesario obtener una ganancia de 1000. De este modo, la máxima tensión de la señal será de 7 V, pero se verá limitada por la tensión de alimentación de los OPAMP (0 y 5 V) a 5 V. Es decir, la tensión máxima de la señal que ingrese al microcontrolador será de 5 V.

A continuación se muestra el diagrama esquemático para la etapa de acondicionamiento de la señal (ver FIGURA 3.6):

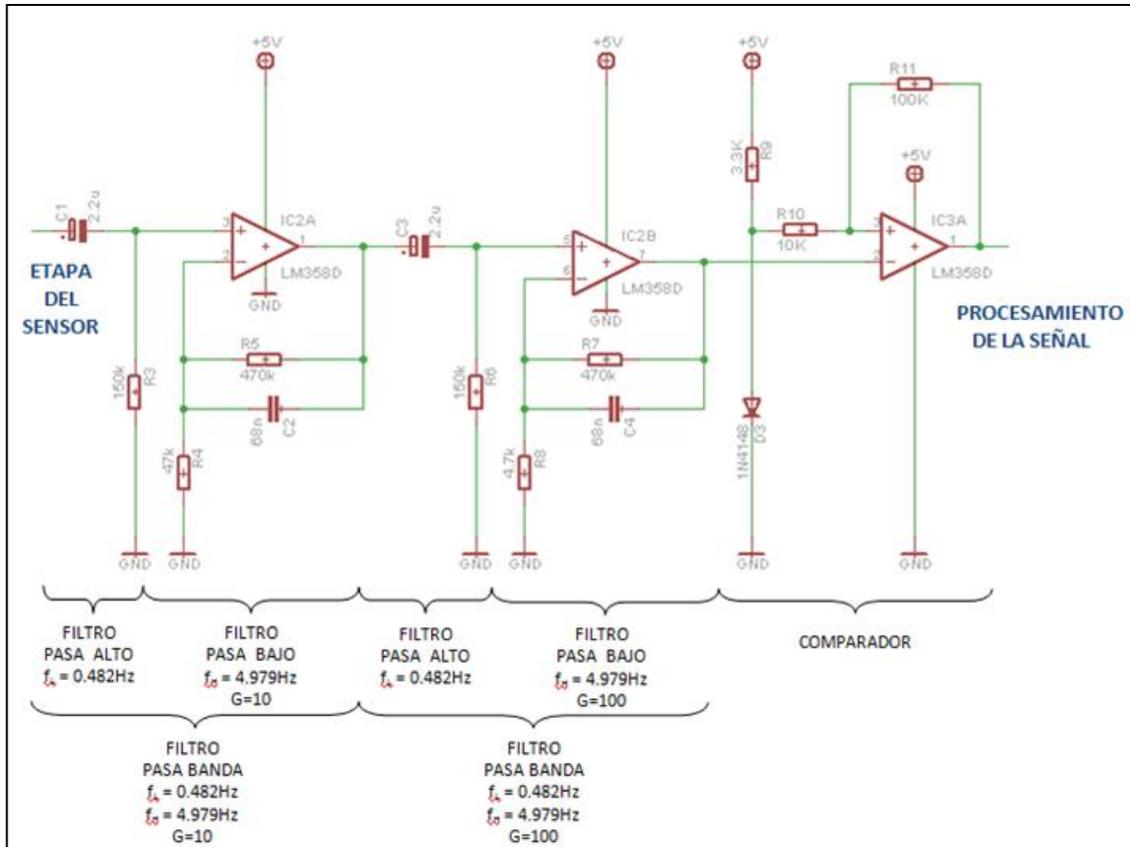


FIGURA 3.6: Diagrama esquemático del circuito de la etapa de acondicionamiento de la señal

3.4.2 Etapa de amplificación

En el diseño de la etapa de amplificación de la señal se evaluaron diversos amplificadores operacionales (OPAMP) encontrados en el mercado nacional.

Los requerimientos a cumplir por el OPAMP son: relación de rechazo a modo común (CMRR) elevado, bajo offset del voltaje de entrada, alta ganancia diferencial y bajo costo (ver TABLA 3.1).

Como ya se mencionó, las variaciones de tensión obtenidas de la etapa del sensor están en aproximadamente 7 mV, por lo tanto, el objetivo de esta etapa es amplificar la señal obtenida y reducir en lo posible el ruido. El problema radica en la contaminación por el ruido eléctrico que viene del exterior, generalmente constituido por interferencias de 60 Hz producidas por todos los equipos y que las radian hacia el exterior. La

magnitud de dicho ruido de 60 Hz, puede ser hasta 100 veces el tamaño de la señal que se requiera.

En la selección del OPAMP, se debe tener en cuenta que el CMRR debe ser mayor a 40 dB, para así eliminar la tensión acoplada en modo común y amplificar la tensión diferencial.

TABLA 3.1: Características de los OPAMP

OPAMP	CMRR mínimo (dB)	OFFSET (mV)	GANANCIA DIFERENCIAL (V/mV)	TIPO	CANTIDAD NECESARIA	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
LM324	65	3	100	Cuádruple	1	S/. 1.20	S/. 1.20
LM358	65	3	100	Dual	2	S/. 1.00	S/. 2.00
LM741	70	1	200	Simple	3	S/. 1.40	S/. 4.20

Los OPAMP evaluados (ver TABLA 3.1) soportan una tensión de alimentación de hasta 22 V, en el caso del LM741, y de 32 V para el LM318 y el LM358. Como la tensión de alimentación de todo el sistema será de 5 V, cualquiera de estos amplificadores puede ser utilizado.

En los tres casos los OPAMP cumplen con tener un CMRR mayor a 40 dB, bajo offset del voltaje de entrada y ganancia diferencial alta (suficiente para la amplificación requerida igual a 1000).

Como requerimientos iniciales de diseño se mencionó que la ganancia necesaria de amplificación debe ser de 1000. Por recomendaciones del fabricante, para que el LM358 trabaje correctamente se debe considerar valores de ganancia hasta 100, por lo tanto, se dividió la etapa de amplificación en dos partes, cuyas ganancias serán de 10 y 100 respectivamente.

Adicionalmente a las dos etapas de amplificación necesarias para nuestro diseño, se debe considerar una etapa de comparación lo que demandará otro OPAMP. Tomando en cuenta esto, el LM741 se encuentra en desventaja debido a que se necesitarían de tres componentes ya que es de tipo simple (un solo OPAMP encapsulado), aumentando el costo. En cambio, el LM318 es cuádruple (cuatro OPAMP encapsulados) y el LM358 es dual (dos OPAMP encapsulados), en la TABLA 3.1 se puede apreciar el costo total con respecto a la cantidad necesaria, concluyéndose que ambos costos son bajos.

Finalmente se decide utilizar el LM358 debido a las características antes mencionadas y a que contábamos con este amplificador entre nuestros componentes.

En el diseño de la primera etapa de amplificación se considera una ganancia 10:

$$G1 = \frac{R5}{R4} = \frac{470k}{47k} = 10 \dots\dots\dots (\text{Ecuación 3.6})$$

En el diseño de la segunda etapa de amplificación se considera una ganancia 100:

$$G2 = \frac{R7}{R8} = \frac{470k}{4.7k} = 100 \dots\dots\dots (\text{Ecuación 3.7})$$

3.4.3 Etapa de filtrado

En el diseño de la etapa de filtrado de la señal se considera:

- Trabajar con filtros pasa banda de segundo orden debido al CMRR de 40 dB que se necesita.
- Para delimitar las frecuencias de corte del filtro pasa banda se calcula C1, R3, C2 y R5. C1 y R3 que actuarán como filtro pasa alto, mientras que C2 y R5 actuarán como filtro pasa bajo, ambos filtros en conjunto formarán el filtro pasa banda.
- En el filtro pasa alto, se escogió los valores de C1 y R3 tales que me aproximen a la frecuencia de corte de 0.5Hz necesaria:

$$fL = \frac{1}{2 \times \pi \times R3 \times C1} = \frac{1}{2 \times \pi \times 150k \times 2.2u} = 0.482Hz \dots\dots\dots (\text{Ecuación 3.8})$$

- De igual manera en el filtro pasa bajo, se escogió los valores de C2 y R5 tales que se aproximen a la frecuencia de corte de 5Hz:

$$fH = \frac{1}{2 \times \pi \times R5 \times C2} = \frac{1}{2 \times \pi \times 470k \times 68n} = 4.979Hz \dots\dots(Ecuación 3.9)$$

- El siguiente paso fue agregar otro filtro pasa banda con las mismas frecuencias de corte (C3, R6, C4 y R7), esto para:

$$fL = \frac{1}{2 \times \pi \times R6 \times C3} = \frac{1}{2 \times \pi \times 150k \times 2.2u} = 0.482Hz \dots\dots(Ecuación 3.10)$$

$$fH = \frac{1}{2 \times \pi \times R7 \times C4} = \frac{1}{2 \times \pi \times 470k \times 68n} = 4.979Hz \dots\dots(Ecuación 3.11)$$

- Finalmente, se agrega un OPAMP en la configuración de comparador inversor con histéresis. Con esto se busca que la salida conmute desde un estado A a un estado B cuando la señal de entrada creciente supere un nivel dado V1, y que conmute desde B hacia A cuando la señal de entrada decreciente caiga por debajo de otro nivel dado V2.

Para una señal de entrada lo suficientemente pequeña, por estar aplicada a la entrada inversora, la salida asumirá el valor máximo, $V_{cc} = 5 V$. Este valor de la salida, en conjunto con la tensión de referencia (V_{ref}) la cual es fijada por el diodo a $0.7 V$, y el divisor de tensión formado por R10 y R11, establece en la entrada no inversora una tensión V1 dada por:

$$V1 = V_{ref} + \frac{(V_{cc} - V_{ref})}{R10 + R11} \times R10 = 1.09V \dots\dots(Ecuación 3.12)$$

Si la señal de entrada comienza a aumentar, la salida se mantiene en V_{cc} hasta que esta señal de entrada supere o iguale el valor de V1 anterior; en dicho instante la salida conmutará a su mínimo valor, $V_{DD} = 0 V$. Al asumir la salida de valor $0 V$, con la tensión de referencia y el divisor de tensión, se establece en la entrada no inversora una tensión V2, dada por:

$$V2 = V_{DD} + \frac{(V_{ref} + V_{DD})}{R10 + R11} \times R11 = 0.64V \dots\dots(Ecuación 3.13)$$

De esta manera se generará una onda cuadrada ideal para ser trabajada con el ATMEGA8L.

3.5 Procesamiento de la señal

Para el procesamiento de la señal se usa el AVR STUDIO que es un editor, simulador y programador en lenguaje Ensamblador y C por tener conocimientos previos en el manejo de esta herramienta. Este entorno brinda un ambiente de desarrollo integrado (IDE) para programar y simular microcontroladores AVR de la familia de ATMEL. Además, su aplicación es posible en plataformas de Windows.

Debido al conocimiento previo en el uso del microcontrolador ATMEGA8L, en este trabajo de tesis se desarrolló un algoritmo para calcular la frecuencia cardíaca y realizar su transmisión a través del USART, el cual le dará un formato serial a la variable de interés y pueda ser transmitida por el módulo RF.

En la configuración del USART se empleó comunicación asíncrona a 9600 bps, 8 bits de datos, sin paridad y 1 bit de parada.

Adicionalmente, este diseño contará con LED indicador de pulso y de un visualizador LCD que permita visualizar el valor de la frecuencia cardíaca, en unidades LPM, antes de transmitirla a la interfaz de usuario. Ver la siguiente figura (Ver FIGURA 3.7):

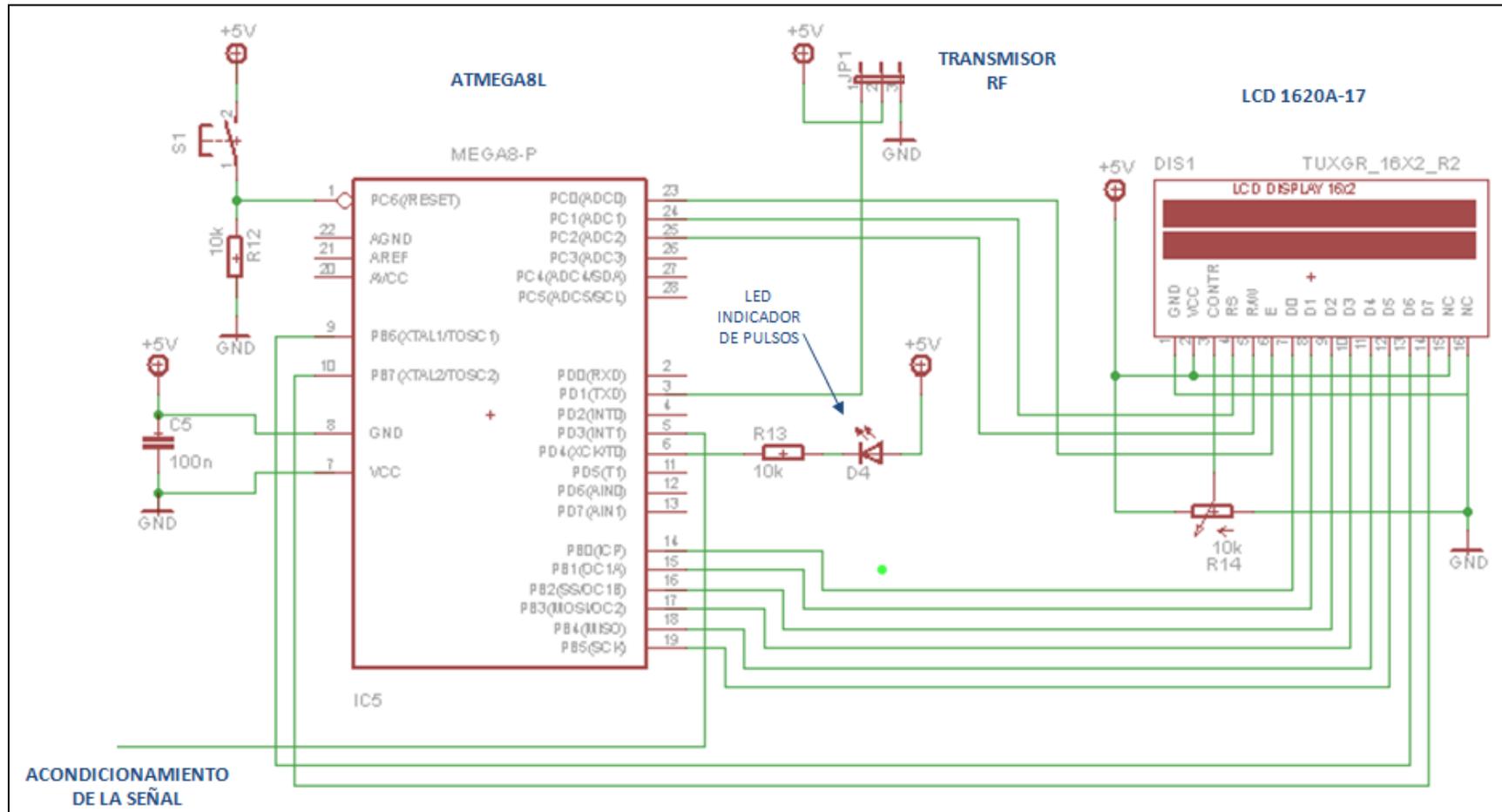


FIGURA 3.7 : Diagrama esquemático del circuito de procesamiento de la señal y conversión a protocolo serial

En el anexo N°1 se muestran los diagramas de flujo para la programación del microcontrolador y el algoritmo de cálculo de la frecuencia cardíaca.

En el anexo N°2 se muestra el código en lenguaje Assembler del programa.

3.5.1 Microcontrolador ATMEGA8L

Es importante mencionar las características del microcontrolador ATMEGA8L empleado en este trabajo de tesis [20]:

- Este microcontrolador es de 8 bits, su procesador presenta características avanzadas de tipo RISC, segmentado y arquitectura Harvard.
- Sus instrucciones son de complejidad reducida, a diferencia de otros que tienen tecnología CISC, por lo que permite una rápida ejecución de las instrucciones que se ejecutan en un solo ciclo de reloj, el ATMEGA 8L consigue obtener 1MIPS por MHz, permitiendo al diseñador del sistema optimizar su consumo de energía versus la velocidad de procesamiento.
- Las instrucciones en la memoria de programas son ejecutadas con estructura segmentada (*pipelining*), al mismo tiempo que una instrucción es ejecutada, se realiza la búsqueda de la próxima instrucción.
- Tiene 32 registros, de 8 bits, de propósito general. Todos estos registros están conectados a la unidad aritmética lógica (ALU) para un rápido acceso, de modo que una instrucción es ejecutada con un solo ciclo de reloj.
- Tiene los siguientes tipos de memoria:
 - Memoria FLASH de 8 Kbytes
 - EEPROM de 512 bytes
 - SRAM de 1 Kbytes
- Periféricos internos de interés (ver FIGURA 3.9):
 - 2 temporizador/contador de 8 bits con pre-escalador y comparador.
 - 1 temporizador/contador de 16 bits con pre-escalador, comparador y capturador.
 - 1 USART (módulo programable para comunicación serial).
 - Puertos programables de entrada/salida.

- Puerto B con 8 líneas.
 - Puerto C con 7 líneas.
 - Puerto D con 8 líneas
- Velocidad de operación: 0 – 8 Mhz
 - Voltaje de alimentación: 2.7 a 5.5 voltios
 - Fuentes de interrupción internas y externas.
 - Oscilador interno de 1, 2, 4 y 8 MHz.
 - Además es de bajo costo.

A continuación se muestra el diagrama de bloques del ATMEGA8L (ver FIGURA 3.8):

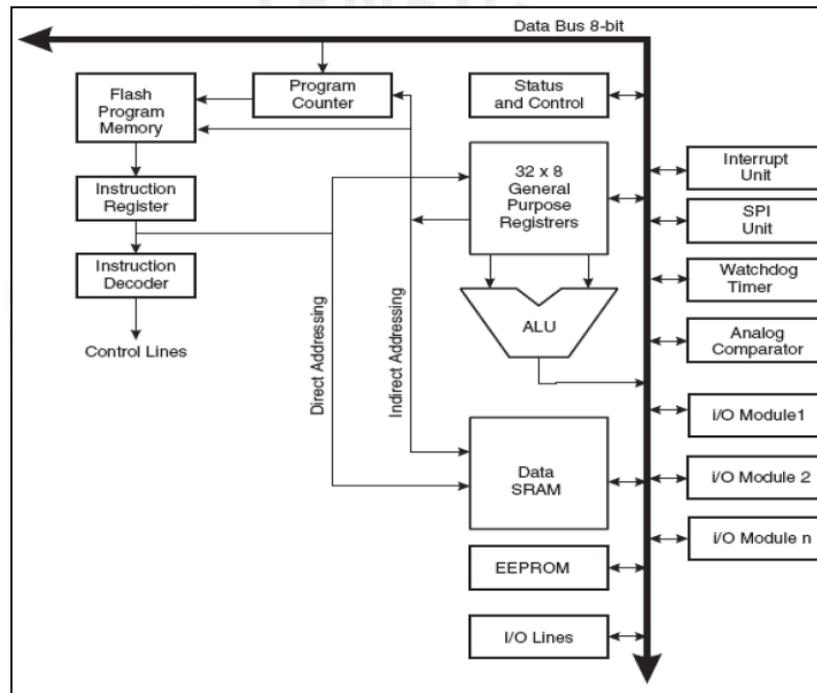


FIGURA 3.8: Diagrama de bloques del ATMEGA8L [19]

(RESET) PC6	1	28	PC5 (ADC5/SCL)
(RXD) PD0	2	27	PC4 (ADC4/SDA)
(TXD) PD1	3	26	PC3 (ADC3)
(INT0) PD2	4	25	PC2 (ADC2)
(INT1) PD3	5	24	PC1 (ADC1)
(XCK/T0) PD4	6	23	PC0 (ADC0)
VCC	7	22	GND
GND	8	21	AREF
(XTAL1/TOSC1) PB6	9	20	AVCC
(XTAL2/TOSC2) PB7	10	19	PB5 (SCK)
(T1) PD5	11	18	PB4 (MISO)
(AIN0) PD6	12	17	PB3 (MOSI/OC2)
(AIN1) PD7	13	16	PB2 (SS/OC1B)
(ICP1) PB0	14	15	PB1 (OC1A)

FIGURA 3.9: Distribución de pines del ATMEGA8L [19]

3.5.2 Visualizador LCD 1620A-17

Para mostrar el valor de la frecuencia cardíaca se emplea un visualizador LCD 1620A-17 (ver FIGURA 3.10). Este visualizador proporciona 2 líneas de 16 caracteres cada una.



FIGURA 3.10: Visualizador LCD 16x2

Este visualizador ha sido escogido porque es el más comercial. El espacio requerido para mostrar nuestro dato es menor, nos bastaría con un visualizador LCD de 1 línea de 8 caracteres (ver FIGURA 3.11) pero no fue encontrado en el mercado nacional.



FIGURA 3.11: Visualizador LCD 8x1

3.6 Transmisor y receptor RF

En esta etapa se realiza la transmisión vía radiofrecuencia usando módulos RF. Estos módulos constan de un transmisor RF y de un receptor RF, los cuales se venden juntos.

El transmisor RF recibe el dato serial que le brinda el USART del ATMEGA8L y lo transmite por radiofrecuencia. Luego, el receptor RF capta las señales transmitidas y las demodula convirtiéndolas nuevamente en tramas seriales.

Se evaluaron diversos módulos RF tomando como criterios los puntos indicados en la siguiente tabla (ver TABLA 3.2):

TABLA 3.2: Características básicas de los módulos RF

FABRICANTE	MODELO	FRECUENCIA CENTRAL (MHz)	SENSIBILIDAD EN RECEPCIÓN (dBm)	TIPO DE MODULACIÓN
LINX RF	TMR-315	315	-112	OOK
ELECTRÓNICA HIFI	FST-4 CZS-3	315 y 433.92	-103	OOK
TEXAS INSTRUMENTS	CC1100	300-928	-111	FSK, MSK,OOK

Con respecto a las frecuencias de trabajo de los módulos RF evaluados, se observó que todos cumplen con las frecuencias de trabajo permitidas por el Ministerio de Transportes y Comunicaciones-MTC (ver TABLA 3.3) [25]:

TABLA 3.3: Cuadro de atribución de bandas de frecuencias [25]

FRECUENCIA (MHz)	USO
312- 315	Fijo Móvil Móvil por satélite (Tierra-espacio)
315 - 322	Fijo Móvil
432- 438	Radiolocalización Radioaficionados Exploración de la Tierra por satélite (activo) 435 MHz: frecuencia de llamada

Donde:

- Servicio Fijo: Servicio de radiocomunicación entre puntos fijos determinados.
- Servicio Móvil: Servicio de radiocomunicación entre estaciones móviles y estaciones terrestres o entre estaciones móviles.

Por otro lado, las bandas permitidas destinadas a equipos biomédicos (WMTS - Wireless Medical Telemetry Service) que estableció la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC) se muestran en la siguiente tabla (ver TABLA 3.4):

TABLA 3.4: WIRELES MEDICAL TELEMETRY SERVICE (WMTS) [21]

FRECUENCIA (MHz)	USO
174 - 216	Biomedicina, TV (canales 7 a 13)
220	Biomedicina, telemetría
406 - 512	Biomedicina, negocios, RFID menos de 180m
608 - 614	Biomedicina (no compartida)
915	Biomedicina, Telefonía móvil
1395 - 1400	Biomedicina, radar
1427 - 1432	Biomedicina (no compartida)

Los módulos RF estudiados son capaces de transmitir datos con un alcance de hasta 1 Km de distancia en vista directa, lo que resulta suficiente para la presente aplicación. Se puede apreciar que todos estos módulos cuentan con indicadores de desempeño similares (ver TABLA 3.2), aunque los módulos que cumplen con los requerimientos de frecuencias de trabajo permitidas por la FCC (ver TABLA 3.4) son el FST-4/CZS-3 y el CC1100.

Finalmente, se seleccionó los módulos FST-4/CZS-3 debido a que el único componente externo necesario es una antena. En cambio el módulo CC1100 necesita de resistencias, bobinas, condensadores y antena para su funcionamiento.

Los módulos FST-4/CZS-3 pueden trabajar a frecuencias de 315 o 433.92 MHz, aunque se puede observar que los módulos RF que cumplen con lo establecido por la FCC son los de 433.92 MHz, se adquirieron los de 315 MHz por ser los más comerciales y trabajan de la misma manera.

3.6.1 Módulo transmisor FST-4

Mediante modulación ASK, el módulo transmisor FST-4 (ver FIGURA 3.12) es capaz de transmitir una distancia de hasta 1000m en línea directa. Está compuesto por un circuito oscilador LC, su salida es TTL y puede conectarse directamente a un decodificador.

Tiene la versatilidad de poder alimentarse con tensiones de 3 a 12 V, para nuestro diseño alimentaremos el módulo con 5 V (pin2) aprovechando la alimentación de todo el sistema. Además, el módulo puede trabajar a una de frecuencia de 315 o 433.92 MHz, para el sistema se adquirió un módulo que trabaja a 315 MHz.

Este transmisor es capaz de transferir datos a una velocidad máxima de 10 kbps con potencia de 40 mW. El dato ingresa por el pin1 (DATA) y se transmite por el pin ANT.



FIGURA 3.12: Módulo transmisor FST-4 [22]

Especificaciones Técnicas:

- Tensión de alimentación: 3 a 12 VDC
- Consumo de corriente: 5 a 45 mA
- Tamaño: 21x22x8 mm
- Distancia de alcance: >1000 m
- Frecuencia de trabajo: 315 y 433.92 MHz
- Tipo de modulación: ASK (OOK)
- Velocidad de transmisión: <10k bps
- Potencia de salida: 40 mW
- Temperatura de trabajo: -20 a 70 °C

3.6.2 Módulo receptor CZS-3

El módulo receptor CZS-3 (ver FIGURA 3.13) presenta características técnicas similares al transmisor. A través del pin ANT se recibe la señal modulada ASK y se demodula. Luego, el dato es transferido por el pin RXD, el módulo presenta dos pines RXD que bien se pueden conectar o simplemente usar uno de los dos.

El módulo tiene un ancho de banda ancho de +/-10 MHz.

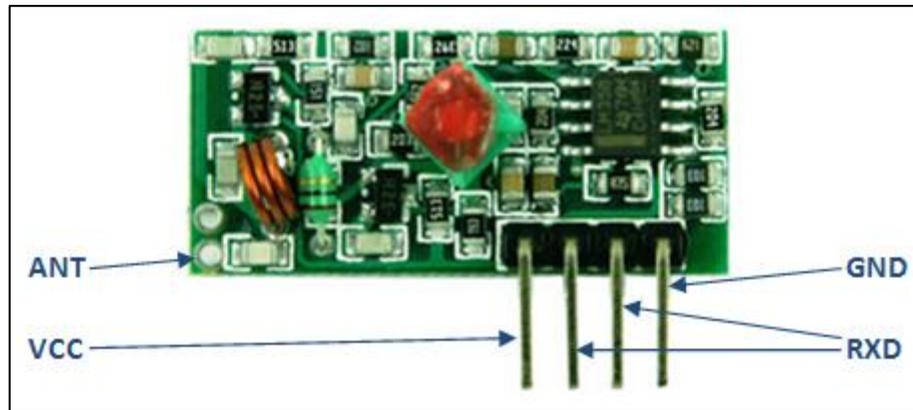


FIGURA 3.13: Módulo receptor CZS-3 [22]

Especificaciones Técnicas:

- Tensión de alimentación: 5 VDC
- Sensibilidad: -103 dBm
- Frecuencia de trabajo: 315 y 433.92 MHz
- Tamaño: 30x14x7 mm
- Consumo de corriente: 5 mA
- Temperatura de trabajo: -20 a 70 °C

3.7 Interfaz serial

Para la conexión entre el puerto serial de la computadora y el receptor RF es suficiente emplear el protocolo RS232. Aunque para aplicaciones más complejas existen los estándares RS422, RS485, etc; los cuales presentan ventajas sobre el RS232 pero que no serán necesarias para esta aplicación.

El protocolo RS232 es una norma o estándar mundial elaborado por la EIA (Electronics Industry Association), que rige los parámetros de uno de los modos de comunicación serial. Define la interfaz mecánica, los pines, las velocidades de transferencia de datos, los niveles de tensión a utilizar, la distancia entre equipos, etc.

El estándar trabaja con distancias cortas, velocidades de hasta 20 kbps y establece los siguientes niveles de tensión:

- '1' lógico: entre -5 y -15 VDC en el transmisor
entre -3 y -25 VDC en el receptor.
- '0' lógico: entre +5 y +15 VDC en el transmisor y
entre +3v y +25 VDC en el receptor.

Por otro lado, el receptor RF entrega datos demodulados en niveles TTL a 10 kbps y se encontrará ubicado cerca a la computadora (menos de 1 m de separación). Por lo tanto, es posible conectar el módulo RF con la computadora a través de una etapa de conversión al estándar RS232. Para lograr esto emplearemos el MAX232.

Cabe mencionar que existen una gran variedad de circuitos integrados que cumplen con la norma RS232, tales como: MAX220, DS14C232, MAX233, LT1180A; se optó por el MAX232 por su bajo costo.

Este componente, aunque se alimenta con 5 VDC es capaz de generar las tensiones necesarias para el estándar RS232. El MAX232 es un transmisor-receptor dual que convierte los niveles RS232 a TTL y viceversa, lo que nos permitirá conectar nuestro módulo receptor RF a la computadora.

El conector que emplearemos será el DB9 macho, ya que no necesitamos de muchos pines de conexión.

La configuración de los pines del MAX232 fue tomada de su hoja técnica (ver anexo N°3).

A continuación se muestra el diagrama esquemático (ver FIGURA 3.14) para esta etapa:

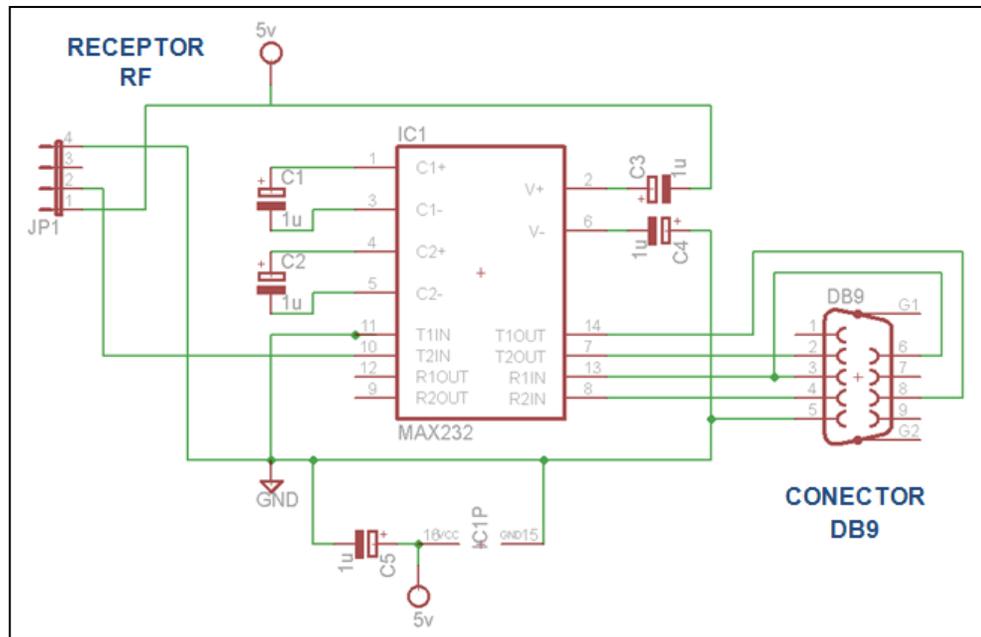


FIGURA 3.14: Diagrama esquemático de la etapa de conversión al estándar RS232

3.8 Estación remota

La interfaz de usuario ha sido desarrollada en una computadora haciendo uso del programa Visual Basic 6.0. La computadora y el módulo receptor RF se conectan mediante comunicación serial.

El programa elaborado recibe el dato serial que le manda el receptor y lo muestra en tiempo real, para esto se debe presionar el botón “CONECTAR” que permite abrir el puerto serial.

Cuando ya no se desee recibir el dato se presionará el mismo botón que ahora dice “DESCONECTAR”. Así, el dato de frecuencia cardíaca podrá ser leído cuando el usuario lo requiera.

A continuación se muestra el diagrama de flujo del programa en Visual Basic 6.0 (ver FIGURA 3.15):

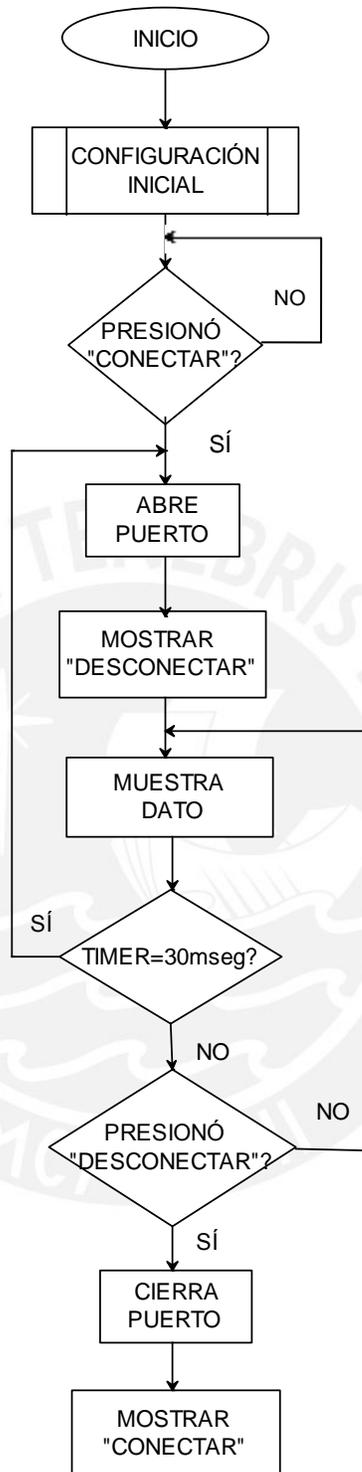


FIGURA 3.15: Diagrama de flujo del programa elaborado en Visual Basic 6.0

En el anexo N°4 se adjunta el ejecutable del programa desarrollado en Visual Basic 6.0 para la interfaz de usuario.

CAPÍTULO 4: PRUEBAS Y RESULTADOS

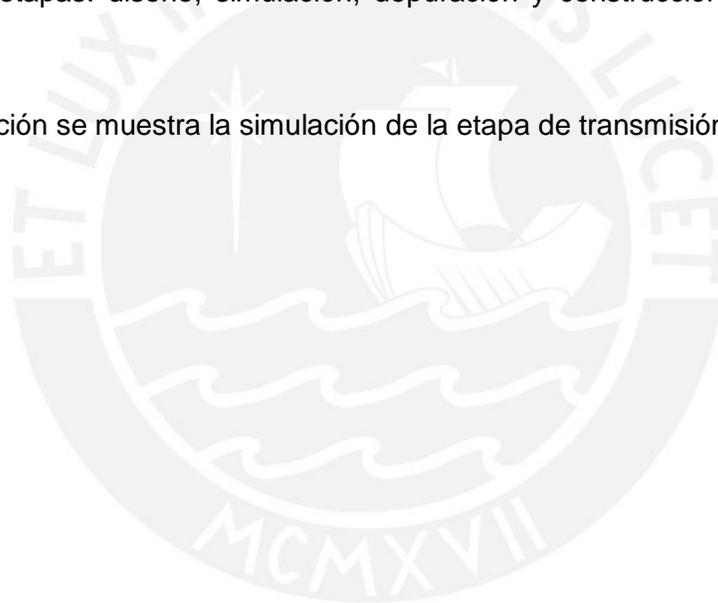
4.1 Introducción

Para poder probar el correcto funcionamiento del prototipo para la monitorización de la frecuencia cardíaca de manera inalámbrica, se realizaron simulaciones y pruebas de las diferentes etapas con las que consta este prototipo y fueron mencionadas en el ítem 3, esto permitió evaluar el funcionamiento adecuado de tales etapas.

4.2 Simulaciones

Para las simulaciones se utilizó el programa Proteus 7.7, este programa brinda un entorno integrado diseñado para la elaboración de proyectos electrónicos en sus diferentes etapas: diseño, simulación, depuración y construcción (ver FIGURA 4.1 y 4.2).

A continuación se muestra la simulación de la etapa de transmisión:



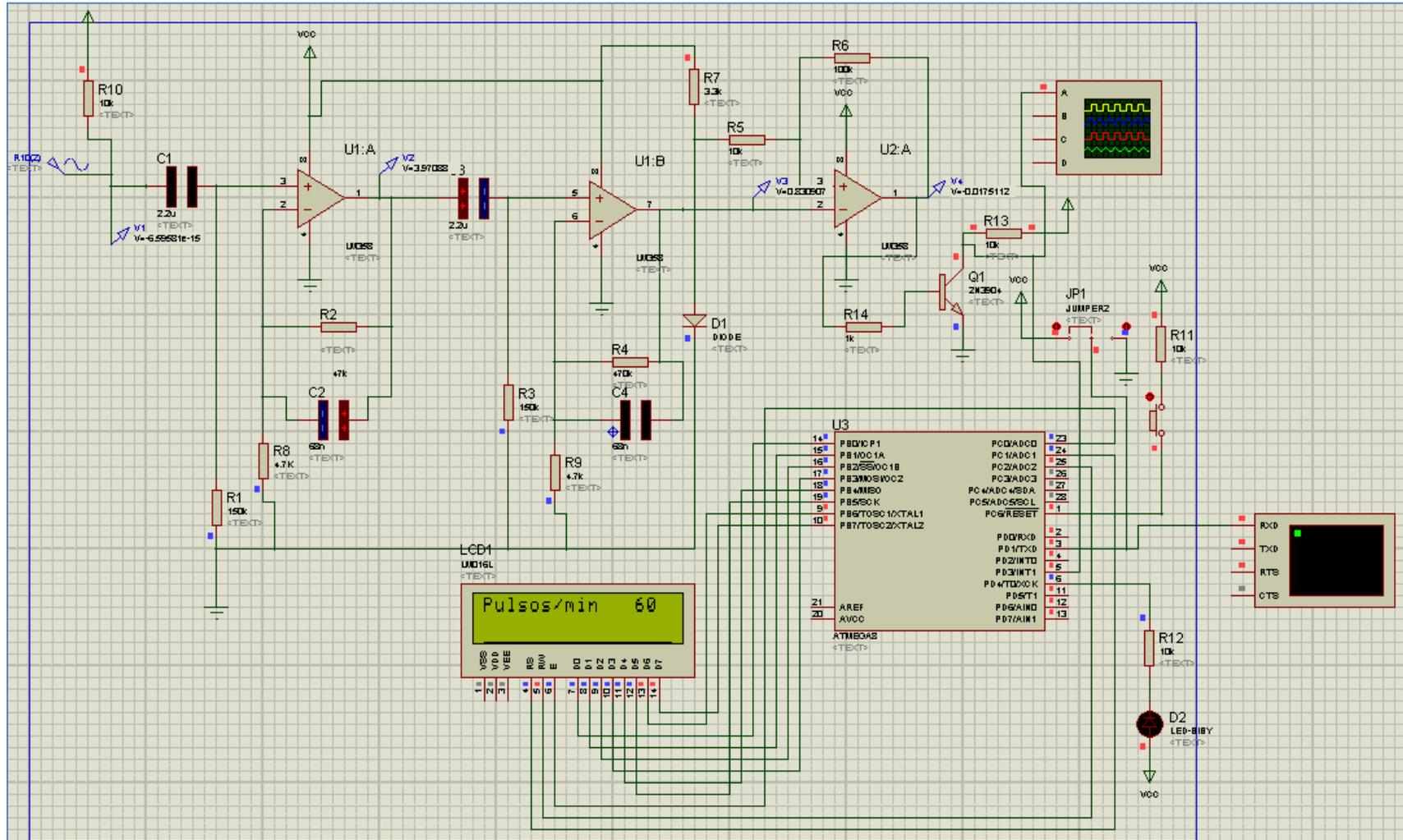


FIGURA 4.1: Simulación de la etapa de transmisión

- Segunda amplificación:

1^{era} ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

2^{da} ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

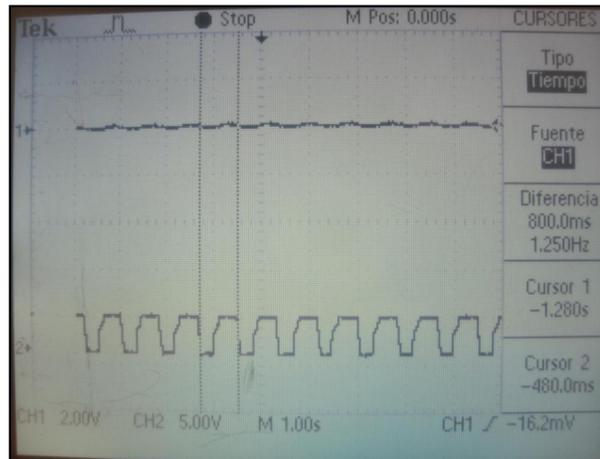


FIGURA 4.4: Segunda amplificación de la señal

- Etapa del comparador: Aquí se puede observar que la señal a la salida del comparador se asemeja a una señal cuadrada, esta señal resulta apropiada para ser trabajada por el microcontrolador ya que este tomará los flancos de bajada para obtener el valor de la frecuencia cardíaca.

2^{da} ETAPA DE AMPLIFICACIÓN

SALIDA DEL COMPARADOR

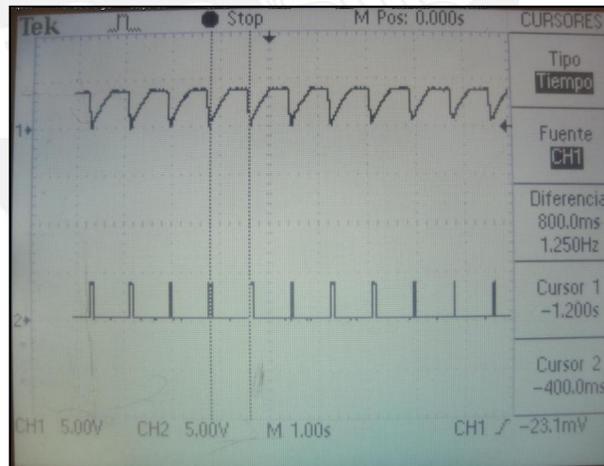


FIGURA 4.5: Señal obtenida del comparador

4.3.2 Prueba de la etapa de transmisión y recepción inalámbrica vía radiofrecuencia

En esta etapa se compararon las señales de entrada del transmisor y salida del receptor (ver FIGURA 4.6). Se puede apreciar que no existe retardo significativo perceptible en la recepción de la señal modulada (no puede ser medido con los instrumentos empleados en este trabajo, osciloscopio digital TEKTRONICS TDS 220), sólo una pequeña atenuación la cual es aproximadamente de 1 V. Sin embargo, la forma de la señal se mantiene y no se presentan pérdidas en la recepción de la señal.

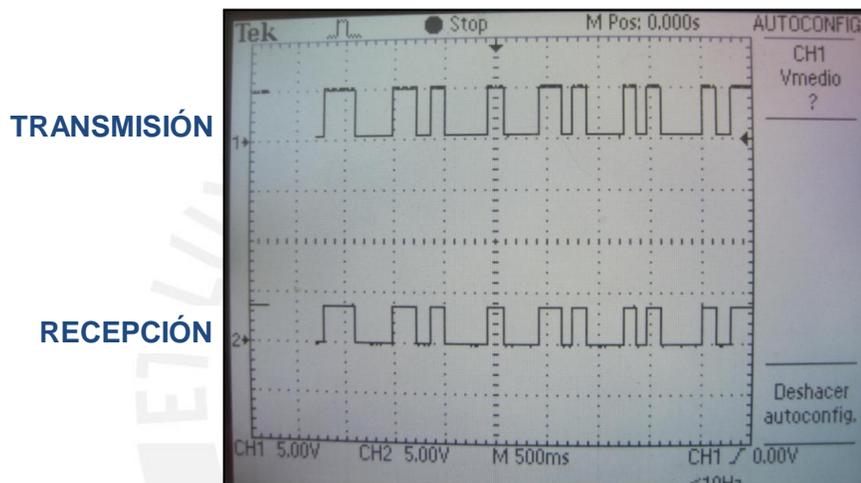


FIGURA 4.6: Transmisión y recepción del dato enviado

Para ambos módulos, transmisor y receptor, se les conectó un cable de 10 cm al terminal ANT. Este cable sirve como antena, y permite un alcance máximo de 10 m.

4.3.3 Prueba del funcionamiento del programa

El correcto funcionamiento del programa elaborado para el microcontrolador se reflejará en el valor mostrado por el visualizador LCD. La FIGURA 4.7 muestra algunos resultados obtenidos.



FIGURA 4.7: Frecuencia cardíaca de 65LPM mostrada en el visualizador LCD

4.3.4 Prueba de la Interfaz de usuario

Se elaboró una interfaz en Visual Basic 6.0 (ver FIGURA 4.8 y 4.9) para que muestre el valor de la frecuencia cardíaca cada vez que el usuario lo requiera. Las pruebas se muestran a continuación:

Inicialmente la interfaz muestra:



FIGURA 4.8: Pantalla inicial de la interfaz de usuario

Cuando el usuario procede a presionar "CONECTAR" se inicia la recepción serial. Ahora la interfaz muestra el valor de frecuencia cardíaca recibido y se activa la opción "DESCONECTAR". Se mostrarán los valores que le envíe el receptor RF hasta que se presiones "DESCONECTAR".



FIGURA 4.9: Frecuencia cardíaca de 65LPM mostrada en la interfaz de usuario

4.4 Consumo de Potencia

Para el cálculo de la potencia consumida por el equipo se consideraron las corrientes consumidas por el microcontrolador (ATMEGA8L), el visualizador LCD (1620A-17), el módulo transmisor (FST-4), el módulo receptor (CZS-3) y el circuito integrado MAX232.

El consumo de cada componente se muestra en la siguiente tabla (ver TABLA 4.1):

TABLA 4.1: Potencia consumida

	VOLTAJE (V)	CORRIENTE (mA)	POTENCIA (mW)
ATMEGA8L	5	6	30
LM358	5	0.5	2.5
1620A-17	5	0.35	1.75
FST-4	5	5	25
CZS-3	5	5	25
MAX232	5	8	40
POTENCIA TOTAL			124.25

Como ya se mencionó, la tensión de alimentación para todo el sistema fue de 5 VDC, tensión obtenida del módulo ETS-7000 Digital-analog Training System empleado.

En el caso se le quiera añadir la característica de portabilidad al equipo, se puede emplear una batería de 6V PANASONIC 2CR-5MPA/B [24] de 1400 mA, que se podrá conectar haciendo uso de un regulador LDO que fije la tensión de salida en 5 V. El tiempo lineal de duración de la batería se calculó de la siguiente manera:

$$t = \frac{6V}{124.25mW} * 1400mAh = 67.6horas \dots\dots(Ecuación 4.1)$$

4.5 Presupuesto

Todas las etapas de este prototipo fueron implementadas en *protoboard*. Así, el presupuesto para la ejecución de este trabajo de tesis se detalla a continuación (ver TABLA 4.2 y 4.3):

TABLA 4.2: Componentes considerados en el presupuesto del trabajo de tesis

COMPONENTE	CANTIDAD	Costo UNITARIO	Costo TOTAL
<i>Protoboard</i>	2	15	S/. 30.00
ATMEGA8L	1	S/. 30.00	S/. 30.00
Módulos RF	1	S/. 25.00	S/. 25.00
Visualizador LCD 1620A-17	1	S/. 20.00	S/. 20.00
Otros componentes electrónicos	1	S/. 60.00	S/. 60.00
TOTAL			S/. 165.00

Personal que desarrolla el trabajo de tesis:

TABLA 4.3: Costos por honorarios considerados en el presupuesto del trabajo de tesis

CATEGORÍA	SALARIO MENSUAL	% de jornada	TIEMPO (MESES)	Costo TOTAL
Alumno Tesista	1000	50	8	S/. 4000.00
TOTAL				S/. 4000.00

Entonces, los gastos que se deben asumir para la realización de este trabajo de tesis, considerando los costos de los componentes y los costos por honorarios, suman un total de S/.4165.00.

Observación: En este presupuesto no se considera los costos por los equipos utilizados para la realización del trabajo.

En el mercado de equipos médicos se pueden encontrar equipos de distintos precios y marcas destinados a la medición de la frecuencia cardíaca. Comúnmente estos equipos no sólo miden este parámetro también miden la saturación de oxígeno en la sangre, denominándose pulsoxímetros. En consecuencia, el costo se eleva.

Algunos costos de pulsoxímetros encontrados en el mercado actual son los siguientes:

- NONIN 7500: \$1195.00
- BCI 3104: \$895
- BCI 3180 Pulse Oximeter: \$1095



CONCLUSIONES

- El prototipo implementado tiene como alimentación de todo el sistema el valor de 5 VDC, lo que le permite ser transportable a cualquier ambiente del centro de salud en el que haya una computadora para registrar los datos. Para esto, será necesario emplear baterías que brinden un nivel de tensión mayor al necesario (ya que no es posible obtener baterías de 5 V) y con ayuda de un regulador LDO, fijar la tensión de salida en 5 V.
- En la etapa del sensor se requiere de un completo aislamiento de la luz para disminuir las interferencias en la toma de pulsos, esto fue logrado con el diseño implementado en el presente trabajo de tesis. Se observó que el uso de protoboard para realizar pruebas del prototipo aumenta el número de pruebas por las complicaciones en relación a ruidos acoplados.
- El prototipo diseñado cumplió con el objetivo de transmitir el dato de interés por radiofrecuencia a una distancia de 10m, considerado adecuado para un consultorio médico. Para mayor alcance se debe hacer uso de antenas especiales para RF, tales como la ANT-315-SP o la KSCA-B0315AY de Systronic que son de tipo planar. Aunque estas antenas no se encontraron en el mercado nacional es posible importarlas.
- Se concluye que el prototipo sirve únicamente para monitorizar la frecuencia cardíaca del paciente, más no se considera adecuado para dar un diagnóstico. Esto se debe a que la Telemedicina determina que la monitorización a distancia se emplee exclusivamente para tener un seguimiento constante del paciente, y no para realizar diagnósticos de pacientes que no hayan tenido contacto con el usuario clínico.
- La construcción de este prototipo tuvo como principal ventaja contar con componentes fáciles de adquirir en el mercado nacional y de bajo costo.
- Se realizó la implementación del sistema diseñado, a pesar de que el objetivo del presente trabajo de tesis era el diseño. Se obtuvieron los resultados esperados y se pudo comprobar el correcto funcionamiento del prototipo.

RECOMENDACIONES

- Para obtener una mejor medición deberá emplearse un sensor especial, como los que usan los equipos de pulsoximetría. Este tipo de sensor entregará una señal con menos ruido, ya que el emisor y receptor se encuentran aislados. Las marcas son NELLCOR, NONIN, BCI.
- En la etapa de amplificación se usa el LM358 porque junto con el LM318, cumplen con los requerimientos establecidos para el diseño y resultan de menor costo. Como ya se mencionó se optó por el LM358 debido a su disponibilidad, pero bien podría optarse por el LM318 para reducir el costo en el caso se desee comercializar el prototipo.
- En el proyecto se hace uso del microcontrolador ATMEGA8L por que se tiene conocimientos de la programación, además, cumple con nuestros requerimientos y es de bajo costo, pero es posible usar microcontroladores más eficientes. Para la elaboración de un producto comercial es recomendable usar microcontroladores Siemens, tales como los de las series C511/C511A, C513/C513A y C513A-H o los ST7 que pueden alimentarse entre 2.7 y 5VDC, tienen USART y principalmente porque están recomendados para su uso en aplicaciones médicas [26].
- El visualizador LCD empleado no resulta práctico para nuestra aplicación, por lo que se recomienda usar uno de menor tamaño aunque no se haya encontrado en el mercado nacional.
- El uso de este sistema de transmisión inalámbrica de la frecuencia cardíaca es aplicable dentro de una habitación, si se quiere lograr un mayor alcance se requerirá el acople de una antena especializada que trabaje a 315 MHz.
- Se pueden aplicar mejoras al programa que se elaboró para la interfaz de usuario, como que sea capaz de registrar los datos de más de un paciente por diferentes puertos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ANTONIO SURÓS BATLLÓ, Juan, SURÓS BATLLÓ, Elsevier. Semiología médica y técnica exploratoria. España, 2001. 8va edición.
- [2] MACHULLA, Hans-Jürgen. 1999 Imaging of Hypoxia: Tracer Developments. Dordrecht - Boston, Mass: Kluwer Academic.
- [3] VIGIL VÉLIS, Marco, KOBASHICAWA CHINEN, Richard. 2004 Diseño e Implementación de un Sistema de Monitoreo de Pulso Arterial usando técnicas de Fotoplethismografía.
- [4] Entorno Médico.
<http://entornomedico.blogspot.com/2009/12/pulso-arterial.html>
- [5] FRIEDMAN, H Harold. Manual de diagnóstico médico. Editorial Masson. 5ta edición.
- [6] FARMER, James (WEBSTER, J. G.) 1997 Design of Pulse Oximeters. Institute of Physics Publishing - Bristol and Philadelphia.
- [7] RUZA F. y COL. 2003 Manual de cuidados intensivos pediátricos. Las Rozas, Madrid.
- [8] YOUNG, Andrew. 2003 Wireless Oximeter. School of Information Technology and Electrical Engineering, University of Queensland.
- [9] SAUNDERS. 2001 Oxygen Saturation Monitoring by Pulse Oximetry AACN Procedure manual for Critical Care, 4th Edition.
- [10] GIL PINGO, Andy Giovanni. 2009 Diseño de un sistema de comunicación vía radiofrecuencia aplicado a la seguridad vecinal.
- [11] GIORDANO J L. 2009 Cómo funcionan las cosas: ONDAS ELECTROMAGNÉTICAS (Ecuaciones de Maxwell).
- [12] Instituto Médico Láser.
<http://www.info-radiofrecuencia.es/propiedades-de-la-radiofrecuencia.html>

- [13] MONTEJO RAEZ, Miguel Ángel. 2003 Principios básicos de transmisión por radio [en línea]. España
- <<http://www.redeya.com/electronica/tutoriales/radio/radio.htm>>
- [14] GUTIÉRREZ SAEZ, Patricio Alejandro. 2005 Desarrollo e implementación de un sistema de monitoreo remoto de temperaturas en el cultivo de salmones mediante microcontroladores.
- [15] TOMASÍ, Wayne. 2003 Sistemas de comunicaciones electrónicas. 4ta edición.
- [16] Textos Científicos.
- <<http://www.textoscientificos.com/redes/modulacion>>
- [17] LC-Series Transmitter Module Data Guide, de Link Technologies.
- [18] LC-Series Receiver Module Data Guide, de Link Technologies.
- [19] Microcontroladores ATMEL AVR. Collaguazo G, Gerardo.
- [20] CUCHO M., Zenon, ORIHUELA Q., Freri, SÁNCHEZ P., Rolando y RODRÍGUEZ P., Laureano. 2007 Microcontroladores ATMEGA8.
- [21] HARRINGTON, David y CARNEY, Thomas. 2005 Telemetry / Bands WMTS [en línea, publicado 08/01/2005]
- <http://www.24x7mag.com/issues/articles/2005-01_08.asp>
- [22] ELECTRONICA HIFI & HiFiKits, Módulo de RF FST-4 + CZS-3
- <www.electronicahifi.com>
- [23] VILLEGAS, Carla. Informe final del curso de Tesis 2, Sección de Electricidad y Electrónica, Pontificia Universidad Católica del Perú, 2007.
- [24] Panasonic Industrial Batteries.
- <http://panasonic.com/industrial/includes/pdf/Panasonic_Lithium_2CR5_CR-P2.pdf>
- [25] Ministerio De Transportes Y Comunicaciones (MTC). Plan Nacional de Atribución de Frecuencias (PNAF).
- <http://transparencia.mtc.gob.pe/idm_docs/normas_legales/1_0_115.pdf>

- [26] STMicroelectronics.
<http://www.st.com/mcu/index.html>
- [27] Guardavidas y Primeros Auxilios de Socorristas.
<http://www.guardavidas.org/pulso-arterial-valores-normales-y-sitios-para-tomar-el-pulso-en-primeros-auxilios/>
- [28] PÉREZ VEGA, Constantino, ZAMANILLO SÁINZ DE LA MASA, José M. y CASANUEVA LÓPEZ, Alicia. 2007 Sistemas de Telecomunicación.

