

INTERFAZ DE CONTROL CON OPTIMIZACIÓN DE CONSUMO DE POTENCIA PARA LOS SENSORES DEL PROYECTO MERIS



**JORGE ELIECER PUENTES CALDERON
LUIS HUMBERTO GRAJALES FERNÁNDEZ**

Universidad del Cauca
Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de Telemática
Sistemas Avanzados de Telecomunicaciones
Popayán
2008

INTERFAZ DE CONTROL CON OPTIMIZACIÓN DE CONSUMO DE POTENCIA PARA LOS SENSORES DEL PROYECTO MERIS



**JORGE ELIECER PUENTES CALDERON
LUIS HUMBERTO GRAJALES FERNÁNDEZ**

**Documento final de trabajo de grado presentado como requisito
para optar al título de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones**

Director

Mag. HÉCTOR FABIO JARAMILLO ORDÓÑEZ

Universidad del Cauca
Facultad de Ingeniería Electrónica y Telecomunicaciones
Departamento de Telemática
Sistemas Avanzados de Telecomunicaciones
Popayán
2008

AGRADECIMIENTOS

Queremos agradecer al Mag. Hector Fabio Jaramillo y a la Ing. Carolina Rios por su valiosa colaboración y dedicación hacia nosotros para completar con éxito este trabajo. De igual forma, agradecemos a nuestras familias y amigos por su apoyo incondicional en la consecución de nuestras metas.

TABLA DE CONTENIDO

LISTA DE TABLAS	III
LISTA DE FIGURAS.....	V
INTRODUCCIÓN	1
1 TRIAGE Y SELECCIÓN DE SIGNOS VITALES.....	3
1.1 INTRODUCCIÓN.....	3
1.2 ATENCIÓN PREHOSPILARIA.....	3
1.3 TRIAGE.....	3
1.3.1 <i>Categorías de clasificación</i>	3
1.3.2 <i>Niveles de clasificación</i>	4
1.3.3 <i>Sistemas de selección y clasificación de pacientes</i>	6
1.4 CUERPOS DE SOCORRO Y CLASIFICACIÓN DE SIGNOS VITALES.....	8
2 MÉTODOS NO INVASIVOS PARA LA VALORACIÓN DE SIGNOS VITALES Y SELECCIÓN DE SENSORES.....	11
2.1 INTRODUCCIÓN.....	11
2.2 MÉTODOS DE MEDICIÓN NO INVASIVOS.....	11
2.2.1 <i>Frecuencia respiratoria</i>	11
2.2.2 <i>Frecuencia cardíaca</i>	14
2.2.3 <i>Presión arterial</i>	17
2.3 SENSORES RECOMENDADOS.....	20
2.3.1 <i>Frecuencia respiratoria</i>	20
2.3.2 <i>Frecuencia cardíaca</i>	22
2.3.3 <i>Presión arterial</i>	23
3 ESTUDIO DEL NODO CEI.....	25
3.1 INTRODUCCIÓN.....	25
3.2 NODO CEI.....	25
3.2.1 <i>Sensado</i>	26
3.2.1.1 <i>Layout</i>	26
3.2.2 <i>Alimentación</i>	27
3.2.2.1 <i>Layout</i>	27
3.2.3 <i>Procesamiento</i>	28
3.2.3.1 <i>Layout</i>	29
3.2.4 <i>Comunicación</i>	30
3.2.5 <i>Memoria</i>	30
3.2.6 <i>Expansión</i>	31
3.2.7 <i>Conexión de las capas</i>	32
3.2.8 <i>Distribución de las señales</i>	33
3.2.9 <i>Consumo de potencia del nodo</i>	34

4	MERIS – PLACA DE SENSADO	35
4.1	INTRODUCCIÓN	35
4.2	DIAGRAMA EN BLOQUES DE LA PLACA DE SENSADO	35
4.3	DISEÑO <i>HARDWARE</i> DE LA PLACA DE SENSADO	36
4.3.1	<i>Bloque de pre-procesamiento</i>	36
4.3.2	<i>Módulo FC</i>	36
4.3.2.1	Punta de prueba	39
4.3.2.2	Generador de Pulsos	40
4.3.2.3	Muestreo y acondicionamiento de la señal del diodo PIN	40
4.3.3	<i>Módulo FR</i>	44
4.3.3.1	Filtrado y Amplificación de la señal	44
4.3.4	<i>Módulo PA</i>	47
4.3.4.1	Filtrado y amplificación de la señal	47
4.3.5	<i>Bloque de despliegue</i>	50
4.3.6	<i>Bloque de transmisión</i>	51
4.3.7	<i>Problemas presentados en el diseño de la placa de sensado</i>	51
4.4	DISEÑO SOFTWARE	58
4.4.1	<i>Entorno de desarrollo</i>	58
4.4.2	<i>Kit de desarrollo MSP430</i>	58
4.4.3	<i>Bloques funcionales a nivel software</i>	59
4.4.3.1	Bloque pulsoxímetro	60
4.4.3.2	Bloque termocupla	64
4.4.3.3	Bloque clasificación	67
4.4.3.4	Bloque de Transmisión	68
4.4.3.5	Bloque de despliegue	68
5	PRUEBAS EFECTUADAS SOBRE EL SISTEMA DE SENSADO	71
5.1	INTRODUCCIÓN	71
5.2	PRUEBAS SOBRE EL PULSOXÍMETRO	71
5.2.1	<i>Generador de pulsos</i>	71
5.2.2	<i>Punta de prueba</i>	74
5.2.3	<i>filtrado de la señal captada por el diodo PIN</i>	76
5.2.4	<i>Cálculo de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno</i>	77
5.3	PRUEBAS SOBRE LA TERMOCUPLA	78
5.3.1	<i>Amplificación y filtrado de la señal de la termocupla</i>	78
5.3.2	<i>Cálculo de la Frecuencia Respiratoria</i>	81
5.4	PRUEBA DE LA PLACA DE SENSADO	83
5.5	CONSUMO DE POTENCIA DEL SISTEMA	85
6	CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	88
6.1	INTRODUCCIÓN	88
6.2	CONCLUSIONES	88
6.3	RECOMENDACIONES	89
6.4	TRABAJOS FUTUROS	89
	REFERENCIAS	91

LISTA DE TABLAS

CAPITULO 1

TABLA 1. 1. SISTEMAS DE VALORACIÓN <i>TRIAGE</i>	6
TABLA 1. 2. CÓDIGO INTERNACIONAL DE COLORES	6

CAPITULO 2

TABLA 2. 1. LIMITACIONES DE LAS TÉCNICAS NO INVASIVAS UTILIZADAS EN LA VALORACIÓN DE LA CONDICIÓN RESPIRATORIA	13
TABLA 2. 2. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS MÉTODOS UTILIZADOS EN EL MONITOREO DE LA FRECUENCIA CARDIACA.	16
TABLA 2. 3. VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS MÉTODOS UTILIZADOS PARA LA VALORACIÓN DE LA PRESIÓN ARTERIAL.....	19
TABLA 2. 4. TABLA COMPARATIVA DE LOS SENSORES COMERCIALES PARA LA TÉCNICA VALORACIÓN DEL FLUJO RESPIRATORIO.....	20
TABLA 2. 5. SENSORES COMERCIALES UTILIZADOS EN EL MONITOREO DE LA FRECUENCIA CARDIACA A PARTIR DE LA PULSIOXIMETRÍA	22
TABLA 2. 6. SENSORES COMERCIALES UTILIZADOS PARA EL MONITOREO DE LA PRESIÓN ARTERIAL	23

CAPITULO 3

TABLA 3. 1. RESTRICCIONES DEL <i>LAYOUT</i> PLACA DE SENSADO	27
TABLA 3. 2. DIMENSIONES EN LA PLACA DE SENSADO	27
TABLA 3. 3 RESTRICCIONES DEL <i>LAYOUT</i> PLACA DE ALIMENTACIÓN [MM]	28
TABLA 3. 4. DIMENSIONES EN LA PLACA DE ALIMENTACIÓN [MM]	28
TABLA 3. 5. DIMENSIONES EN LA PLACA DE PROCESAMIENTO [MM]	29
TABLA 3. 9. CONSUMO POR CAPAS DEL NODO CEI	34

CAPITULO 4

TABLA 4. 1. PINES DEL CONECTOR DERECHO PLACA FINAL	57
TABLA 4. 2. PINES DEL CONECTOR IZQUIERDO PLACA FINAL.....	57
TABLA 4. 3. DESCRIPCIÓN DE PINES DE LOS CONECTORES TERMOCUPLA Y PULSOXÍMETRO	58
TABLA 4. 4. ALGUNAS RPM PARA LA FRECUENCIA RESPIRATORIA	65
TABLA 4. 5. RANGOS Y ALTERACIONES DE LOS SIGNOS UTILIZADOS EN LA CLASIFICACIÓN DEL PACIENTE .	67
TABLA 4. 6. RANGOS DE COLORES PARA LOS SIGNOS UTILIZADOS EN LA CLASIFICACIÓN DEL PACIENTE....	69

CAPITULO 5

TABLA 5. 1. CONSUMO DE POTENCIA DEL BLOQUE PULSOXÍMETRO.	85
TABLA 5. 2. CONSUMO DE POTENCIA DEL BLOQUE TERMOCUPLA.	86
TABLA 5. 3. CONSUMO DE POTENCIA DEL SISTEMA DE SENSADO.	87
TABLA 5. 5. CONSUMO DE POTENCIA CAP, CODEBLUE, Y CEI.	87

LISTA DE FIGURAS

CAPITULO 1

FIGURA 1. 1. “TRIAGE” DE CAMPO.....	5
FIGURA 1. 2. ALGORITMO DEL SISTEMA START.....	7
FIGURA 1. 3. PRIORIDADES ASIGNADAS A LOS SIGNOS VITALES POR PARTE DE LOS ORGANISMOS DE SOCORRO.....	9
FIGURA 1. 4. PONDERACIÓN ASIGNADA A LOS SIGNOS VITALES PARA DETERMINAR LA VALORACIÓN DEL PACIENTE SEGÚN LOS ORGANISMOS DE SOCORRO.....	10

CAPITULO 2

FIGURA 2. 1. PNEUMOGRAFÍA POR IMPEDANCIA Y SU DESCRIPCIÓN EN BLOQUES.....	12
FIGURA 2. 2. PALPACIÓN DE LAS PULSACIONES DE LAS ARTERIAS.....	14
FIGURA 2. 3. UBICACIÓN DE LOS SENSORES PARA EL MÉTODO DE CARDIOGRAFÍA DE IMPEDANCIA.....	15
FIGURA 2. 4. COEFICIENTES DE ABSORCIÓN E IDEA BÁSICA DE LA PULSIOXIMETRÍA.....	15
FIGURA 2. 5. MÉTODO TONOMETRICO.....	19
FIGURA 2. 6. THERMAL AIRFLOW, Y ESPECIFICACIONES.....	21
FIGURA 2. 7. RESPUESTA DEL TERMISTOR Y DEL NPP AL FLUJO DE AIRE.....	21
FIGURA 2. 8. TRANSMISIÓN Y REFLECTANCIA, MÉTODOS UTILIZADOS POR LA PULSIOXIMETRÍA.....	22
FIGURA 2. 9. “ADULT FINGER CLIP” - 8000AA”, Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS.....	23
FIGURA 2. 10. SENSOR SDT1-028K, Y ESPECIFICACIONES.....	24
FIGURA 2. 11. CLASIFICACIÓN NUMÉRICA DE LOS EJES DEL PIEZO FILM.....	24

CAPITULO 3

FIGURA 3. 1. NODO EN CAPAS PROPUESTO POR EL CEI.....	25
FIGURA 3. 2. ARQUITECTURA GENÉRICA DE LA CAPA DE SENSORES.....	26
FIGURA 3. 3. ARQUITECTURA CAPA DE ALIMENTACIÓN.....	27
FIGURA 3. 4. ARQUITECTURA DE LA CAPA DE PROCESAMIENTO.....	28
FIGURA 3. 5. ARQUITECTURA CAPA DE COMUNICACIÓN.....	30
FIGURA 3. 6. ARQUITECTURA DE LA CAPA DE ALMACENAMIENTO.....	31
FIGURA 3. 7. ESQUEMA DE LA PLACA DE EXPANSIÓN CON SUS CONECTORES.....	31
FIGURA 3. 8. RISTRAS DE PINES EN LA PLACA DE EXPANSIÓN.....	31
FIGURA 3. 9. DIMENSIONES VERTICALES DEL NODO [MM].....	32
FIGURA 3. 10. DIMENSIONES DE LOS CONECTORES [MM].....	32
FIGURA 3. 11. POSICIÓN DE LOS CONECTORES EN CADA CAPA.....	33
FIGURA 3. 12. ESQUEMA DE SEÑALES EN LOS CONECTORES.....	34

CAPITULO 4

FIGURA 4. 1. DIAGRAMA EN BLOQUES INICIAL Y FINAL DE LA PLACA DE SENSADO	36
FIGURA 4. 2. <i>OEM III MODULE</i> , Y ESPECIFICACIONES.....	37
FIGURA 4. 3. CARACTERÍSTICAS DE ABSORCIÓN DE LA HEMOGLOBINA OXIGENADA Y REDUCIDA	38
FIGURA 4. 4. DIAGRAMA EN BLOQUES DEL SISTEMA PARA EL PULSOXÍMETRO	39
FIGURA 4. 5. VERSIÓN ECONÓMICA DE LA PUNTA DE PRUEBA	40
FIGURA 4. 6 CIRCUITO CONTROLADOR LEDs	40
FIGURA 4. 7 ENTRADA DEL CIRCUITO Y CONTROL DE LEDs.....	41
FIGURA 4. 8. DIAGRAMA EN BLOQUES PARA EL ACONDICIONAMIENTO AC.....	41
FIGURA 4. 9. DIAGRAMA EN BLOQUES DEL FILTRO SEGUIDOR DE DC	42
FIGURA 4. 10. ESQUEMÁTICO DEL MÓDULO FC	43
FIGURA 4. 11. DIAGRAMA EN BLOQUES DEL MÓDULO FR	44
FIGURA 4. 12. ETAPA DE FILTRADO Y AMPLIFICACIÓN EN EL MÓDULO FR	44
FIGURA 4. 13. BLOQUES DE AMPLIFICACIÓN, A) ETAPA CON $Av=100$, B) ETAPA CON $Av=180$	45
FIGURA 4. 14. FILTRO PASA BAJOS.....	46
FIGURA 4. 15. ESQUEMÁTICO DEL MÓDULO FR	46
FIGURA 4. 16. DIAGRAMA EN BLOQUES DEL MÓDULO PA	47
FIGURA 4. 17. ETAPA DE FILTRADO Y AMPLIFICACIÓN EN EL MÓDULO PA	47
FIGURA 4. 18. AMPLIFICADOR DE CARGA.....	48
FIGURA 4. 19. AMPLIFICADOR DE VOLTAJE.....	49
FIGURA 4. 20. ESQUEMÁTICO DEL MÓDULO PA.....	50
FIGURA 4. 21. BLOQUE DE TRANSMISIÓN MSP430/COMPUTADOR.....	51
FIGURA 4. 22. ESQUEMÁTICO DEL BLOQUE DE TRANSMISIÓN	51
FIGURA 4. 23. ESQUEMÁTICO DE LA PRIMERA PLACA DE SENSADO	52
FIGURA 4. 24. PCB DE LA PRIMERA PLACA DE SENSADO	53
FIGURA 4. 25. ESQUEMÁTICO DE LA SEGUNDA PLACA DE SENSADO	53
FIGURA 4. 26. PCB DE LA SEGUNDA PLACA DE SENSADO	54
FIGURA 4. 27. REGLETA RECTA TIPO FILA, Y ESPECIFICACIONES	55
FIGURA 4. 28 PCB DEL ESQUEMÁTICO FINAL	55
FIGURA 4. 29. ESQUEMÁTICO FINAL DE LA PLACA DE SENSADO	56
FIGURA 4. 30. KIT DE DESARROLLO MSP-FET430U80.....	58
FIGURA 4. 31. BLOQUES FUNCIONALES A NIVEL SOFTWARE.....	59
FIGURA 4. 32. DIAGRAMA DE FLUJO DEL CÓDIGO PARA EL PULSOXÍMETRO	60
FIGURA 4. 33. DIAGRAMA DE FLUJO PARA EL SEGUIMIENTO DEL PULSO CARDIACO.	62
FIGURA 4. 34. RESPUESTA EN MAGNITUD Y FASE DEL FILTRO FIR.....	63
FIGURA 4. 35. RESPUESTA DEL FILTRO FIR A 60 Hz	63
FIGURA 4. 36. DIAGRAMA DE FLUJO BLOQUE TERMOCUPLA	64
FIGURA 4. 37. ANLOGÍA DEL VECTOR DE MUESTRAS CON LA SEÑAL SENSADA POR LA TERMOCUPLA.....	66
FIGURA 4. 38. ALGORITMO PARA ENCONTRAR DOS MÁXIMOS CONSECUTIVOS	66
FIGURA 4. 39. ALGORITMO PARA LA CLASIFICACIÓN DEL PACIENTE	68
FIGURA 4. 40. INTERFAZ GRÁFICA DEL BLOQUE DESPLIEGUE	69
FIGURA 4. 42. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA APLICACIÓN DEL BLOQUE DESPLIEGUE.	70

CAPITULO 5

FIGURA 5. 1. PUENTE H PROPUESTO POR <i>TEXAS INSTRUMENTS</i>	71
FIGURA 5. 2. PUENTE H IMPLEMENTADO.....	72
FIGURA 5.3. PUENTE H CON LAS DOS CONFIGURACIONES DE CONDUCCIÓN.	72
FIGURA 5. 4. PUENTE H FUNCIONANDO MANUALMENTE	73
FIGURA 5. 5. PUENTE H, CONECTADO AL MICROCONTROLADOR.....	73
FIGURA 5. 6. PULSOS SOBRE LAS BASES DE LOS TRANSISTORES.	74
FIGURA 5. 7 VERSIÓN INICIAL Y FINAL DE LA PINZA DEL PULSOXÍMETRO	74
FIGURA 5.8. ETAPA DE ADECUACIÓN PARA LA SEÑAL PROVENIENTE DEL DIODO PIN	75
FIGURA 5.9. SEÑAL DE SALIDA DEL A00 PARA LAS PUNTAS <i>RIBBON</i> Y BLINDADA.....	75
FIGURA 5.10. SEÑALES DE ENTRADA Y SALIDA DEL A01.....	76
FIGURA 5.11. SEÑALES DE ENTRADA Y SALIDA PARA EL FILTRO FIR PARA LAS FRECUENCIAS DE 40 Y 50HZ.	77
FIGURA 5.12. VALORES DE FC Y SAO2.	78
FIGURA 5.13. SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA DE LA PRIMERA ETAPA DE AMPLIFICACIÓN.	79
FIGURA 5.14. SEÑAL DE ENTRADA Y SALIDA DE LA SEGUNDA ETAPA DE AMPLIFICACIÓN.	80
FIGURA 5.15. SEÑALES DE ENTRADA Y RESPUESTA DEL FILTRO.....	81
FIGURA 5.16. SEÑALES DE ENTRADA DE 260 Y 650 MHz.	81
FIGURA 5.17. VALOR DE LA FR PARA SEÑAL DE ENTRADA DE 260 MHz.	82
FIGURA 5.18. VALOR DE LA FR PARA SEÑAL DE ENTRADA DE 650 MHz.	82
FIGURA 5. 19. VALORES DE FR, FC, SAO2 Y ETIQUETA COMO RESULTADO DE LA CLASIFICACIÓN	83
FIGURA 5. 20. MONTAJE PARA LA RECEPCIÓN DE DATOS DEL MICRO HACIA EL PUERTO SERIE.	84
FIGURA 5. 21. PARÁMETROS FR, FC, SAO2 Y CLASIFICACIÓN EN CAP E IAR.	85
FIGURA 5. 22. MONTAJE DEL SISTEMA DE SENSADO.	86

INTRODUCCIÓN

Actualmente las redes inalámbricas de sensores han incursionado en múltiples campos de aplicación tales como entornos industriales, militares, domótica, detección ambiental y recientemente en el de la salud. Características como tamaño pequeño, portabilidad, bajo costo y bajo consumo de potencia entre otras, la han convertido en una de las principales tecnologías para el soporte en el monitoreo clínico del paciente a partir de la percepción, captación y distribución de la información con el interés de mejorar su calidad de vida.

Las entidades dedicadas a ofrecer apoyo en la atención a eventos catastróficos han visto la necesidad de realizar una mejor gestión en su intervención para disminuir considerablemente la pérdida de vidas humanas. Esta gestión requiere de acciones inmediatas, bien planificadas y que demandan recursos humanos, económicos y tecnológicos que generalmente exceden de forma considerable la capacidad de respuesta de los organismos de socorro.

Las estadísticas mundiales señalan que las personas que sufren traumas y no mueren de forma inmediato tienen grandes posibilidades de sobrevivir, aún cuando tengan lesiones muy graves, si reciben una pronta atención médica especializada. Este lapso crítico ha sido denominado la "hora dorada del trauma" y pasado este espacio de tiempo, la mortalidad en las personas accidentadas crece rápidamente.

Instituciones como la Universidad del Cauca, la Universidad Politécnica de Madrid y los organismos de socorro seccional Cauca, orientan sus esfuerzos dentro del proyecto MERIS (Monitorización de Emergencia de víctimas de catástrofes con Redes Inalámbricas de Sensores), con la finalidad de optimizar la asignación de recursos humanos y técnicos durante la atención prehospitalaria en una situación de emergencia, diseñando un demostrador electrónico que permita al personal de emergencias el acceso a información en tiempo real sobre el estado de las víctimas recuperables mediante un sistema de monitoreo automático y continuo utilizando una red inalámbrica de sensores.

En el contexto del proyecto MERIS se ha identificado la necesidad de optimizar el consumo de potencia precisamente en el sistema de sensado de los nodos para la clasificación y priorización en la atención del paciente de forma automática, así como actualizar y optimizar los sensores necesarios para cumplir de la mejor forma con dicha tarea, por tanto, el presente proyecto apoya y aporta al proyecto MERIS solventando dichas necesidades.

El presente proyecto está estructurado por seis capítulos y cuatro anexos, de los cuales:

Capítulo I, presenta la información médica en cuanto a los sistemas de clasificación y priorización de pacientes, además de la selección de los signos vitales utilizados para realizar dicho proceso.

Capítulo II, identifica los métodos no invasivos utilizados para el monitoreo de los signos vitales y la selección de sensores comerciales a ser utilizados en el desarrollo del sistema de sensado de los nodos.

Capítulo III, se establece un estudio general del nodo para redes inalámbricas de sensores propuesto por el CEI (Centro de Electrónica Industrial) de la Universidad Politécnica de Madrid.

Capítulo IV, presenta el diseño del nuevo sistema de sensado para los nodos CEI.

Capítulo V, describe las pruebas efectuadas sobre el sistema de sensado, los resultados obtenidos y los cambios efectuados al mismo.

Capítulo VI, presenta las conclusiones, recomendaciones y perspectivas en relación al desarrollo del proyecto.

Anexo A, está constituido por la encuesta realizada a los organismos de socorro seccional Cauca: Defensa Civil, Cruz Roja y el Cuerpo de Bomberos, y su procesamiento para extraer los resultados de la misma.

Anexo B, presenta la exploración de los diferentes tipos de sensores que se encuentran comercialmente para los signos vitales: frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca y presión arterial.

Anexo C, se presenta una ampliación de las pruebas efectuadas sobre los filtros estudiados para el diseño de la interfaz de la termocupla.

Anexo D, se consigna el código de la aplicación del sistema de sensado.

1 TRIAGE Y SELECCIÓN DE SIGNOS VITALES

1.1 INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se tratarán los temas de atención prehospitalaria, *triage*, y la selección de los signos vitales indispensables para la clasificación y priorización del paciente en una situación de alto riesgo según los organismos de socorro seccional Cauca (Cruz Roja, Cuerpo de Bomberos y la Defensa Civil).

1.2 ATENCIÓN PREHOSPILARIA

La atención prehospitalaria es definida como un servicio operacional y de coordinación para los problemas médicos urgentes y que comprende todos los servicios de salvamento, atención medica y transporte que se presta a enfermos o accidentados fuera del hospital, constituyéndose en una prolongación del tratamiento de urgencias hospitalarias [1].

El objetivo fundamental es ubicar al paciente en el lugar más indicado para la atención de su patología y realizar durante el transporte una serie de actividades médicas de reanimación y/o soporte, con lo cual se logra una mejor condición de ingreso del paciente al hospital y por tanto mayor posibilidad de supervivencia. En síntesis la filosofía de la atención prehospitalaria se resume en “llevar al paciente adecuado, al lugar preciso en el tiempo oportuno” [2].

1.3 TRIAGE

Triage es una palabra francesa que significa clasificación o elección y con ella se denomina al conjunto de procedimientos sencillos ejecutados sobre una víctima que orientan acerca de sus posibilidades de supervivencia y determinan un tiempo límite asistencial para salvaguardar su vida. Así mismo, el *triage* es un procedimiento médico destinado a obtener una clasificación de las víctimas en categorías, de acuerdo con su pronóstico vital, para adquirir un orden de prioridades en su atención y tratamiento. Por tanto, busca agrupar grandes masas de lesionados en conjuntos lógicos, de acuerdo con la severidad de la lesión, la necesidad de tratamiento, las posibilidades de supervivencia con buena calidad de vida y las posibilidades del tratamiento quirúrgico que se puedan aplicar [3].

1.3.1 Categorías de clasificación

Existen tres categorías de *triage* tradicionalmente aceptadas, en las cuales se puede clasificar a una víctima bien sea en un estado crítico, grave o leve. Dichas categorías se presentan a continuación [4]:

- **Primera:** pacientes en estado crítico que requieren tratamiento inmediato, clasificados con color rojo, con anomalías y lesiones que ponen en riesgo inmediato la vida, tales como hipotensión, compromiso de la vía aérea, hemorragias externas activas, lesiones torácicas abiertas o quemaduras intermedias.
- **Segunda:** pacientes graves, con lesiones que requieren tratamiento pero en quienes una demora en iniciar tratamiento es aceptable y no empeora la condición clínica, es decir, no ponen en riesgo inmediato la vida; se clasifican con color amarillo y

corresponden a lesiones como fracturas abiertas, lesiones vasculares de extremidades y lesiones de tejidos blandos desde moderadas a severas.

- **Tercera:** pacientes con lesiones leves que no requieren atención médica de urgencia y no conllevan peligro de muerte. Se clasifican con color verde y estadísticamente constituyen cerca del 60% del total de las víctimas de un incidente.

Aunque, las categorías anteriores son tradicionalmente aceptadas, se cuenta con dos categorías más que han tenido algunas modificaciones y que aún no son aceptadas por todos los protocolos.

- **Cuarta:** pacientes que son hallados muertos en la escena del incidente, los cuales son clasificados con el color blanco.
- **Quinta:** Conformada por todos los pacientes que están vivos, pero que se encuentran en estado crítico no recuperable, en quienes la gravedad de las lesiones requeriría un tratamiento tan intensivo y prolongado, utilizando todos los recursos disponibles, que tal manejo no podría realizarse sin poner en peligro la vida y la supervivencia de otras víctimas con más posibilidades de supervivencia. Esta categoría se considera como expectante, debido a que dichos pacientes, clasificados con el color negro, no deben recibir tratamiento hasta tanto no se hayan estabilizado y evacuado todos los pacientes que fueron clasificados dentro de la primera y segunda categorías (rojos y amarillos). Ejemplos de estos pacientes son aquellos que sufren lesiones craneoencefálicas severas, fracturas abiertas de cráneo con exposición de masa encefálica y quemaduras masivas.

Por tanto, las categorías de clasificación *triage* permiten establecer prioridades en la atención del paciente dependiendo del color asignado (rojo, amarillo, o verde) y de los recursos disponibles con los que cuenta el personal de atención prehospitalaria durante la situación de alto riesgo.

1.3.2 Niveles de clasificación

La clasificación de pacientes es un proceso continuo y que se presenta en forma de niveles, iniciando con el sitio del desastre como primer nivel de atención, la entrada al hospital (sala de urgencias) como un segundo nivel de clasificación, e incluso el mismo hospital como un tercer nivel antes de que los heridos sean enviados a las áreas de tratamiento [5]. En una forma esquemática, se pueden establecer los siguientes niveles o etapas de *triage* [6]:

- **“Triage” de campo:** es realizado en la propia escena de la emergencia, en un lugar seleccionado por el responsable de la maniobra de socorro. En este puesto de *triage*, personal con conocimientos avanzados en atención prehospitalaria, seleccionará y clasificará a los pacientes, efectuando el etiquetado de cada uno, de acuerdo al código de colores (ver tabla 1.2). En este lugar se inicia la estabilización del paciente y se le prepara para su transporte, sobre la base de su prioridad, a sus lesiones, a los medios disponibles y a la unidad hospitalaria receptora (ver figura 1.1).
- **“Triage” en la sala de urgencias:** en algunos casos se sugiere incluso, se destine un área previa a la entrada de urgencias para regular el flujo de pacientes. El responsable del *triage* en este sitio debe ser un médico ampliamente capacitado y con experiencia

en el manejo masivo de víctimas. En esta etapa, además de priorizar las lesiones, se debe decidir a qué área hospitalaria se destina al paciente; quirófano, terapia intensiva, observación, etc.

- **“Triage” hospitalario por áreas:** esta etapa nuevamente reclasifica los pacientes que han sido asignados a un área para optimizar los recursos. La responsabilidad del *triage* en cada área del hospital debe ser del médico responsable de cada una de ellas. Por ejemplo, los destinados a cirugía deben ser evaluados por el jefe de cirugía quien decide por prioridad quién o quiénes ingresan al quirófano. De la misma forma se hace selección en otras áreas hospitalarias.

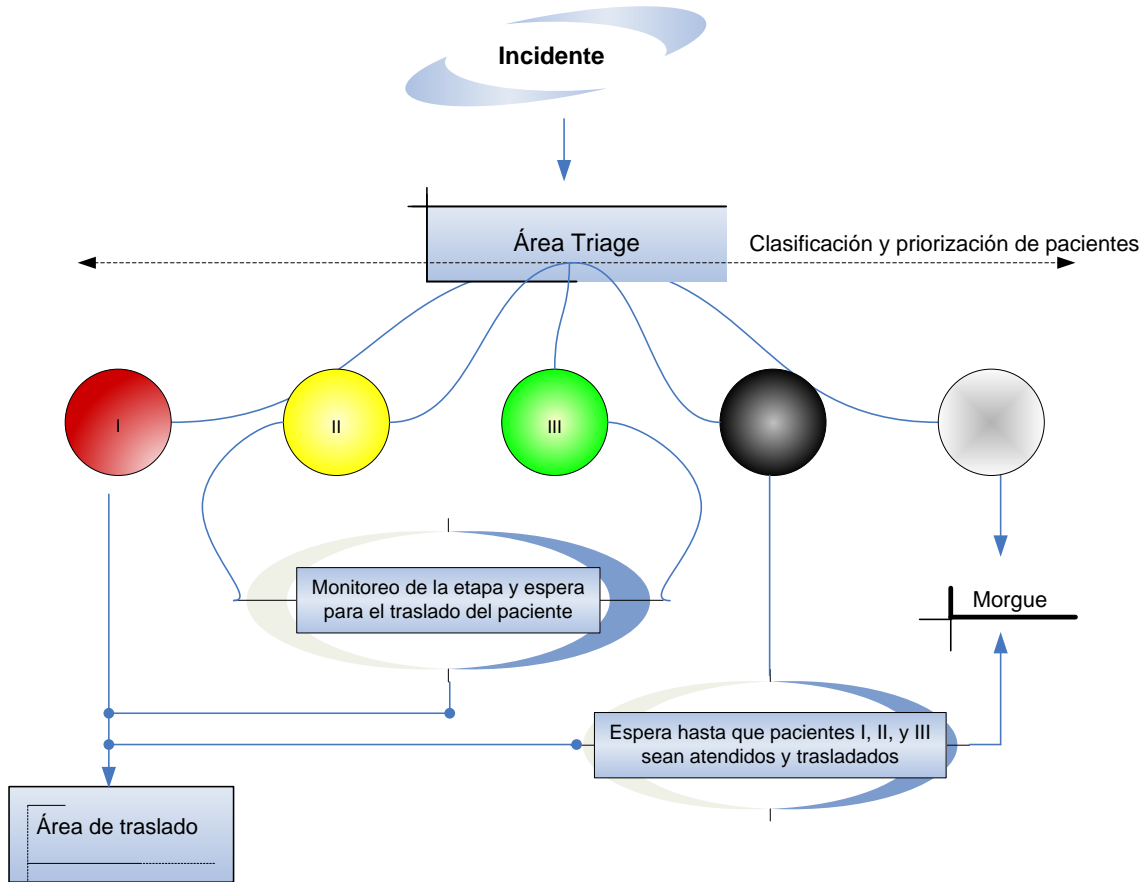


Figura 1. 1. “Triage” de Campo

De los niveles de clasificación se puede establecer que el *triage* es un proceso eminentemente dinámico, como lo es la situación misma de emergencia colectiva. Por tanto, requiere una reevaluación del suceso de forma casi constante dado que ante la llegada de nuevos recursos humanos y materiales, la respuesta asistencial cambia al buscar un nuevo equilibrio entre las demandas planteadas y los recursos disponibles. Como principio general, el *triage* pretende optimizar los recursos para la atención de un mayor número de pacientes [7]. De igual forma, al identificar los diferentes niveles de clasificación, el desarrollo del presente proyecto se centrará en el área de atención prehospitalaria, es decir, en el nivel de clasificación correspondiente al *triage* de campo.

1.3.3 Sistemas de selección y clasificación de pacientes

Los sistemas de clasificación de pacientes (ver tabla 1.1), han sido desarrollados con el objetivo de decidir la prioridad de atención médica, transportación, tipo de unidad hospitalaria receptora y atención médica definitiva de cada uno de los pacientes. De igual forma, internacionalmente se ha adoptado un código de colores que independientemente del sistema de clasificación utilizado, dividirá a los pacientes en cuatro categorías (ver tabla 1.2), permitiendo hacer más objetivos los sistemas de clasificación [6].

Sistema de clasificación	Parámetro
Índice del trauma	Tipo de lesión, sistemas respiratorio, cardiovascular y nervioso central.
Índice del <i>triage</i>	Expansión respiratoria, llenado capilar, GCS.
Valoración del trauma	Frecuencia respiratoria, presión sanguínea sistólica, llenado capilar, GCS.
Segunda valoración del trauma	GCS, presión sanguínea sistólica, y frecuencia respiratoria.
Escala CRAMS	Circulación, respiración, hallazgos abdominales, motor/respuesta.
"Homebush Triage"	Basado sobre el START modificado
Índice prehospitalario	Frecuencia respiratoria y nivel de consciencia.
"Careflight Triage"	Camina, obedece órdenes, pulso radial, respiración presente o ausente.
"Trauma Triage Rule"	Presión sanguínea sistólica < 85 [mm Hg], valoración motora GCS < 5 y traumas agudos en la cabeza, cuello y torso.
"Triage Sieve"	Camina, vía aérea, frecuencia respiratoria, llenado capilar (ampliamente usado en el Reino Unido)
Simple Triage and Rapid Treatment (START)	Camina, respira, frecuencia respiratoria, pulso radial, obedece ordenes
"Neouropsychiatric Triage"	Pérdida de extremidades, restos mutilados
Factores anatómicos	Lesiones agudas en pecho, abdomen, amputación traumática, factores <i>comorbid</i>
Mecanismos de lesión	Caídas > 20 [pies], expulsión del vehículo, accidente vehicular de alta velocidad.

Tabla 1. 1. Sistemas de valoración *triage* [8]

Color	Prioridad	Definición
Rojo	Uno	Pacientes críticos, potencialmente recuperables, que requieren atención médica inmediata
Amarillo	Dos	Pacientes graves que requieren atención médica pero en quienes una demora en iniciar tratamiento es aceptable.
Verde	Tres	Pacientes con lesiones leves, que puede postergarse su atención médica sin poner en riesgo su integridad física
Negro	Cero	Pacientes con lesiones mortales o fallecidos en el lugar

Tabla 1. 2. Código internacional de colores [6].

Entre los sistemas de clasificación *triage* presentes (tabla 1.1), el sistema START (*Simple Triage And Rapid Treatment* - tratamiento rápido y triage simple) ha sido el más aplicado hoy en día por los servicios prehospitalarios debido a la facilidad de uso. El sistema START está diseñado para que el personal prehospitalario valore rápidamente (menos de 60 segundos), y en forma simple, a cada paciente a fin de trasladar los pacientes que tengan comprometidas sus funciones vitales. Además, permite que los lesionados sean reevaluados constantemente con el objetivo de identificar la respuesta a las maniobras de estabilización y manejo [4]. En la figura 1.2, se presenta el algoritmo del sistema START.

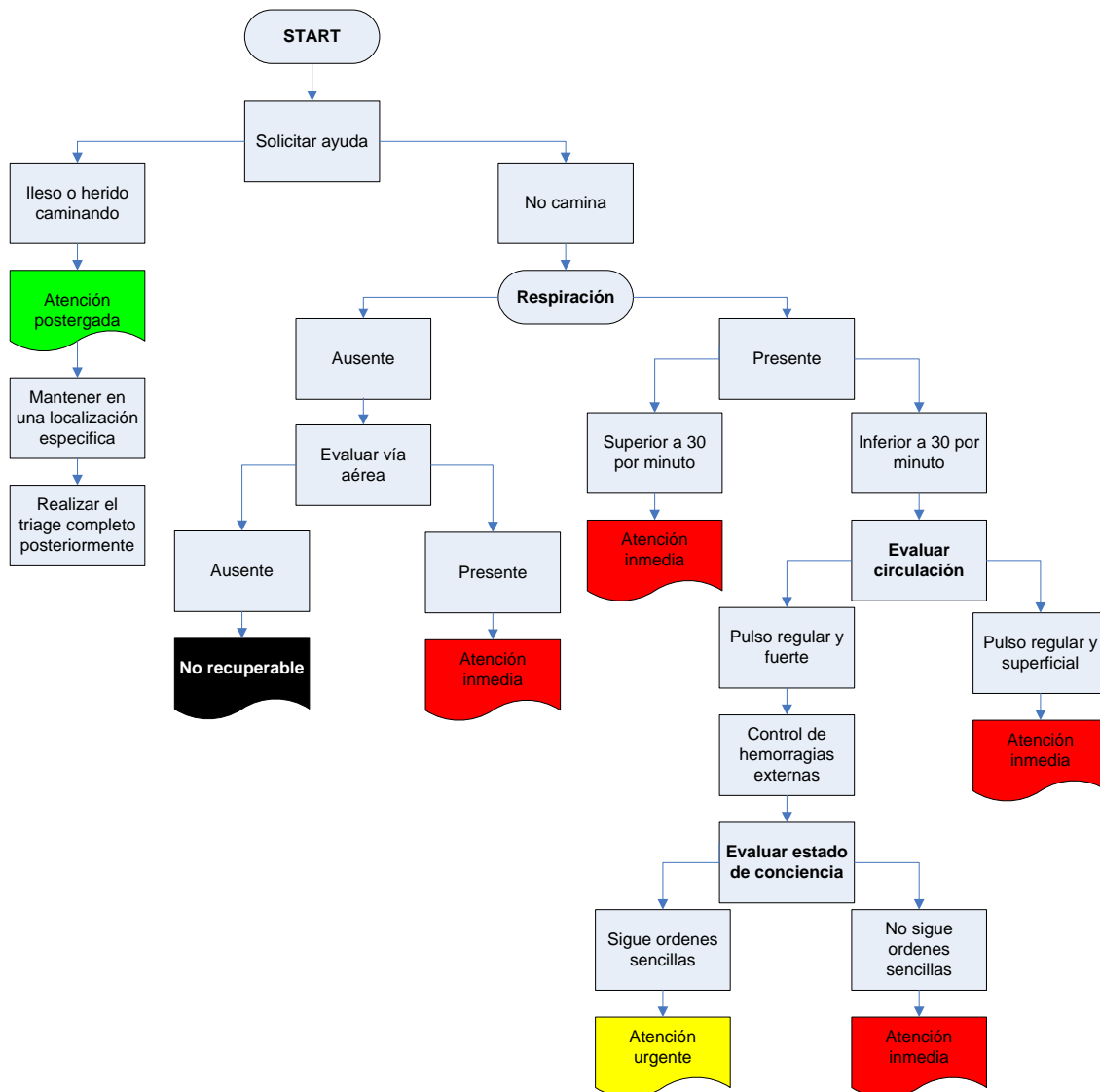


Figura 1. 2. Algoritmo del sistema START [6][9].

El algoritmo del sistema START se basa en tres etapas principales: respiración, perfusión (circulación) y estado mental, donde cada paciente debe ser evaluado rápidamente de forma sistemática e iniciando con la respiración. En la primera etapa, si el paciente está respirando se procede a calcular su frecuencia respiratoria, si ésta es superior a 30 respiraciones por minuto el paciente se etiqueta como rojo al presentar uno de los signos iniciales de *shock*, con lo cual requiere de atención inmediata. Por otra parte, si el paciente no está respirando es necesario evaluar la vía aérea con el fin de extraer cuerpos extraños y verificar si puede respirar nuevamente donde se etiquetaría como rojo, o en el caso contrario como negro (encontrado muerto en sitio).

La segunda etapa es la valoración de la circulación del paciente a través del pulso radial. En el caso de que el pulso radial esté ausente o irregular, el paciente es etiquetado como rojo, de lo contrario se pasa a la etapa de estado mental.

En la etapa final, se evalúa el estado mental del paciente a través de comandos simples tales como abrir los ojos, cerrar los ojos y apretar la mano. Pacientes que puedan seguir estos comandos y tengan una adecuada frecuencia respiratoria y circulación son etiquetados como amarillo, y de no ser así son etiquetados como rojo porque son pacientes insensibles al estímulo verbal [9].

1.4 CUERPOS DE SOCORRO Y CLASIFICACIÓN DE SIGNOS VITALES

En el proceso de categorizar y clasificar a las víctimas, diversos indicadores clínicos han sido tradicionalmente considerados útiles para suministrar información valiosa en la asistencia al *triage* y facilitar la toma de decisiones en la evaluación de los heridos, asignación de prioridades de atención y estabilización de las víctimas [10]. Por consiguiente, se ha involucrado la opinión de tres instituciones del Departamento del Cauca, encargadas de la atención y asistencia prehospitalaria en catástrofes y/o socorrismo con la finalidad de identificar los signos vitales utilizados en el proceso de clasificación de un paciente. Entre estas instituciones se encuentran:

- **Cruz Roja Colombiana:** entidad humanitaria, independiente y privada. La Cruz Roja Colombiana, como miembro del Movimiento Internacional de la Cruz Roja y de la Media Luna Roja, desarrolla acciones tendientes a prevenir el sufrimiento humano en todas las circunstancias; proteger la vida y la salud de las personas y favorecer la comprensión mutua, la amistad, la cooperación y la paz duradera [11].
- **Cuerpo de Bomberos:** encargado de la prestación del servicio público esencial para la atención de incendios, de manera permanente, oportuna y eficiente para salvaguardar vidas y bienes, preservar el medio ambiente y apoyar a las demás instituciones en la respuesta a emergencias [12].
- **Defensa Civil colombiana:** es una entidad al servicio social de los colombianos, desarrolla planes de movilización nacional y acción social en conjunto con otros organismos del Estado. De igual forma, la Defensa Civil preparan a la comunidad y realiza operaciones de prevención, atención inmediata y recuperación en situaciones de emergencia, desastres y calamidad, para apoyar a la seguridad, la defensa nacional y la protección del medio ambiente [13].

El proceso de selección de los signos vitales utilizados en la clasificación de pacientes, se llevó a cabo a través de una encuesta aplicada (ver anexo A) a los organismos de socorro en mención, donde además de identificar los signos vitales utilizados, se busca generar una base conceptual práctica acerca de cómo los organismos de socorro gestionan una situación de emergencia con víctimas masivas, donde se realiza el proceso *triage* como tratamiento inicial para salvar la vida del paciente y su respectiva estabilización y transporte al centro hospitalario más cercano. No obstante, esta base conceptual práctica inicia con los organismos de socorro seccional Cauca, dado que son las fuentes directas en nuestra región que permiten obtener los conceptos teóricos y prácticos a ser considerados para el tratamiento de un paciente a nivel prehospitalario.

El análisis estadístico de la encuesta se centró en las preguntas 3.6 y 3.12, las cuales tienen como objetivo identificar qué signos vitales son importantes a tener en cuenta en una situación de alto riesgo y cuáles de ellos son utilizados en el proceso de clasificación de pacientes. Es así, como las gráficas de la figura 1.3, constituyen la representación de las prioridades 1, 2, y 3 para cada uno de los signos vitales según los organismos de

socorro encuestados, donde 1 es la prioridad más alta o importante en la valoración de los signos vitales bajo una situación de alto riesgo, es decir, donde el tiempo juega un papel decisivo al momento de determinar qué signos vitales han de ser tomados y su prioridad en la valoración del paciente.

Como se puede apreciar en las gráficas de la figura 1.3, los signos vitales que presentan una mayor importancia al momento de atender una situación de emergencia son: la frecuencia respiratoria y la frecuencia cardiaca, las cuales oscilan entre las prioridades 1 y 2 con un porcentaje superior al 66,7% de los encuestados. Mientras que la presión arterial y la temperatura se encuentran entre las prioridades 2 y 3 respectivamente.

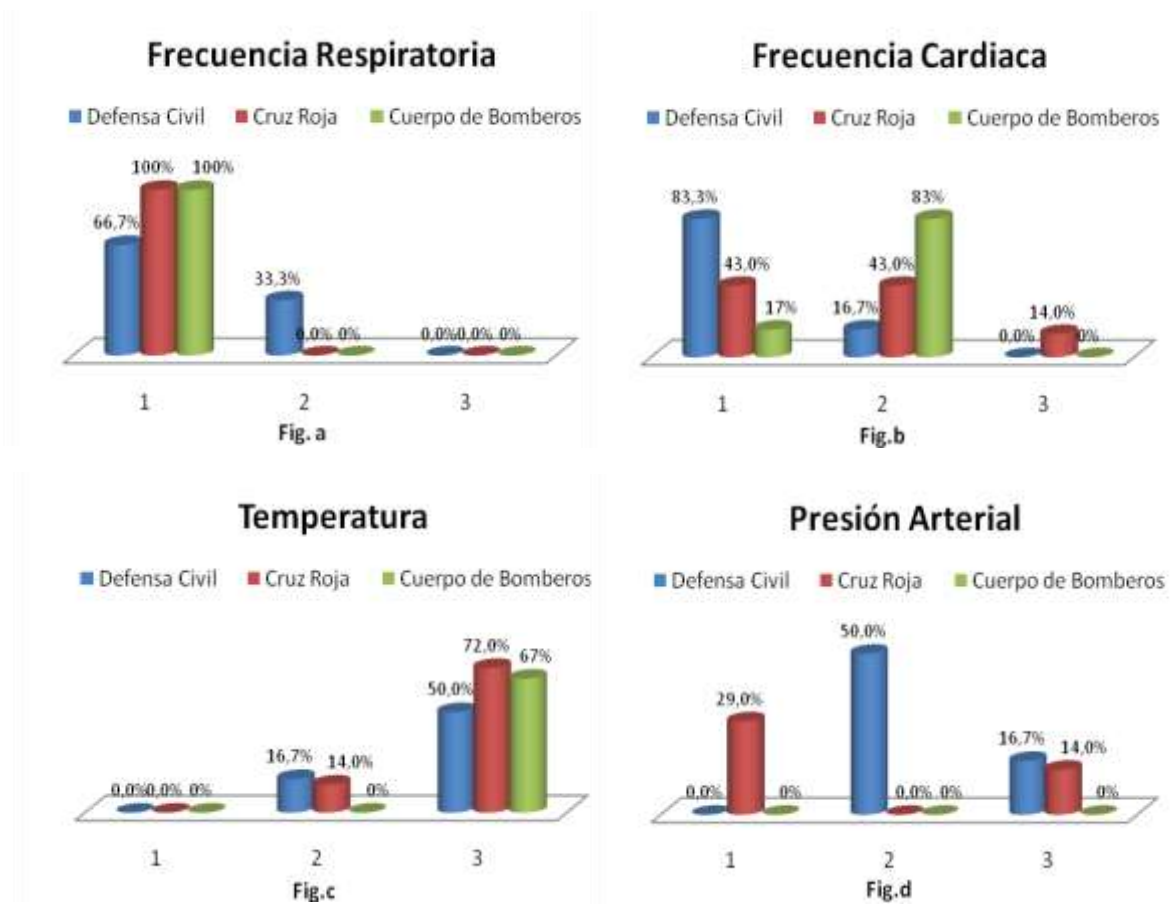


Figura 1. 3. Prioridades asignadas a los signos vitales por parte de los organismos de socorro

Con el mismo propósito, los gráficos presentes en la figura 1.4, permiten identificar la mayor ponderación asignada a cada uno de los signos vitales utilizados en la clasificación del paciente. El rango de ponderación está comprendido entre 1 y 10, donde 10 representa la máxima asignación del signo vital a considerar en el proceso de clasificación y selecciones de pacientes

De forma similar a la prioridad en la valoración de los signos vitales (figura 1.3), la clasificación de pacientes sigue el mismo patrón, es decir, los signos vitales considerados en el proceso de clasificación de pacientes siguen siendo la frecuencia cardiaca y la frecuencia respiratoria. Sin embargo, no es posible identificar una integración de criterios con respecto a los signos vitales: temperatura y presión arterial, dado que gran parte de

los encuestados no ubicaron¹ estos dos signos vitales en uno de los valores del rango de ponderación, ó no los consideran en el proceso de clasificación de pacientes, dado que en caso específico de la toma de la presión arterial, esta puede constituirse una pérdida de tiempo y por ende un retraso en la clasificación de pacientes.

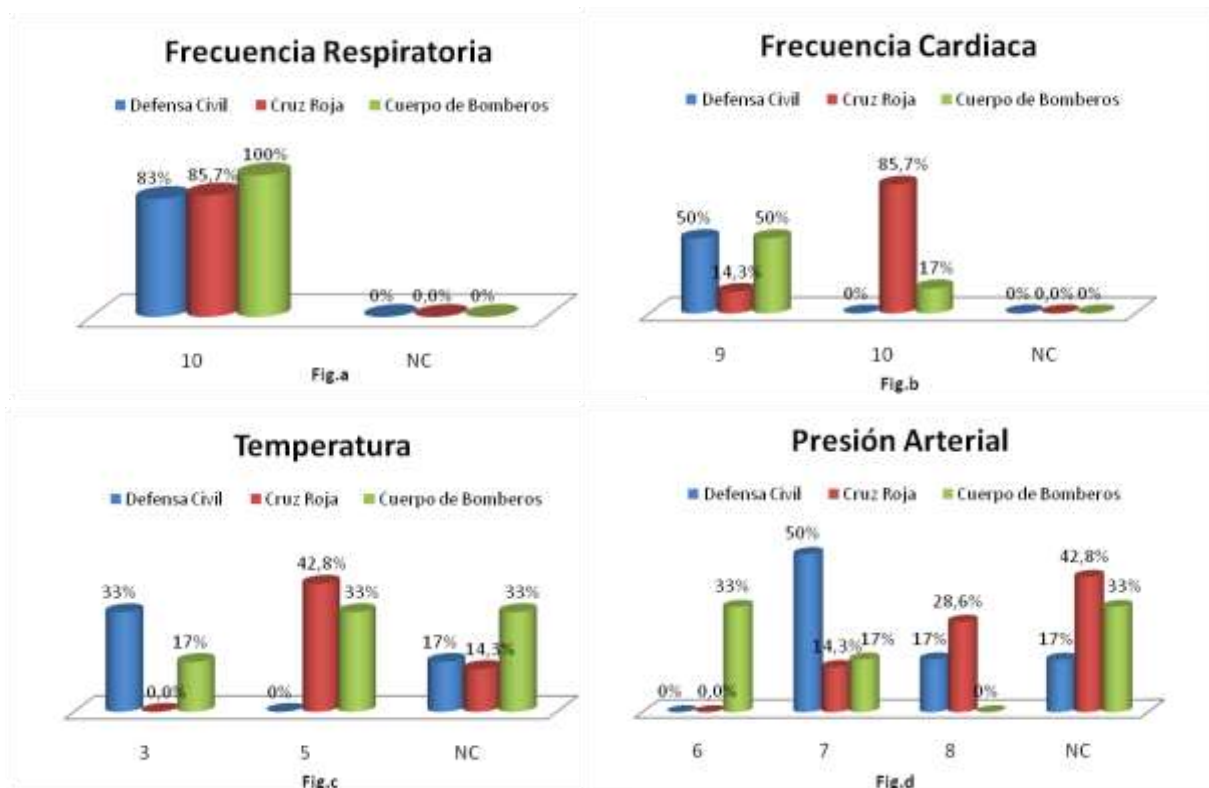


Figura 1. 4. Ponderación asignada a los signos vitales para determinar la valoración del paciente según los organismos de socorro

Por otra parte, los organismos de socorro encuestados resaltan que aunque la temperatura es un signo importante a tener en cuenta, los socorristas no la consideran un factor notable a la hora de realizar la clasificación de una víctima, debido a que esta puede ser evaluada mediante el tacto o factores visuales (sudoración, color de la piel, conciencia), los cuales permiten identificar la priorización de los pacientes. Además, estiman a la presión arterial como un factor a ser considerado, ya que es un indicador clínico en el control de las hemorragias. Por tanto, los signos vitales a ser utilizados en el proceso de clasificación de pacientes son: la frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca y potencialmente la presión arterial.

¹ La no ubicación de uno de los signos vitales en el rango de ponderación se representa en las gráficas de la figura 4, a través de NC (No Contesta).

2 MÉTODOS NO INVASIVOS PARA LA VALORACIÓN DE SIGNOS VITALES Y SELECCIÓN DE SENSORES

2.1 INTRODUCCIÓN

Los métodos para determinar los signos vitales se clasifican en invasivos y no invasivos. Para el desarrollo del presente proyecto se han seleccionado los métodos o técnicas no invasivas, dado que permiten la valoración de los signos vitales sin necesidad de tener que realizar punción o disección alguna, además de suministrar un fácil manejo, portabilidad y fiabilidad a nivel prehospitalario.

En el presente capítulo se darán a conocer los diferentes métodos no invasivos utilizados para medir la frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca y presión arterial, así como la selección de los métodos más apropiados. Además de la elección de los sensores comerciales a ser considerados para la placa de sensado del proyecto MERIS a partir del método no invasivo seleccionado.

2.2 MÉTODOS DE MEDICIÓN NO INVASIVOS

En esta sección se presenta una subdivisión de los métodos o técnicas no invasivas que han sido utilizadas para la valoración de cada uno de los signos vitales en mención, junto con la elección realizada por el grupo de trabajo.

2.2.1 Frecuencia respiratoria

El monitoreo de la condición respiratoria es usualmente realizada a través de: la detección del esfuerzo respiratorio; bien sea por la medida en los cambios de volumen presentes en la región del tórax y/o abdomen (también conocida como pletismografía), o por el monitoreo del flujo de aire (nasal y/u oral). Entre las técnicas no invasivas para realizar la valoración respiratoria se encuentran la pneumografía de impedancia, pletismografía inductiva, pletismografía elastomérica y valoración del flujo respiratorio.

La **pneumografía de impedancia** es una técnica utilizada para el monitoreo de la respiración a través de la medición directa de los cambios asociados con la impedancia torácica. En esta técnica, dos electrodos superficiales son ubicados de lado a lado del tórax con el objetivo de medir la impedancia eléctrica entre ellos, aplicando una corriente alterna de baja amplitud y alta frecuencia (50KHz hasta 500 KHz) entre la superficie de los dos electrodos para registrar los movimientos torácicos, o los cambios de volumen presentes en la caja torácica durante un ciclo respiratorio (ver figura 2.1). Basada en la ley de Ohm, la caída de voltaje a través de los electrodos es calculada como una impedancia, la cual incrementa durante la inspiración y decrecienta durante la espiración [14] [15].

Sin embargo, cuando respiramos, la forma del tórax y la impedancia del tejido pulmonar cambian debido al incremento en el aire almacenado. Es así como estos cambios pueden afectar la impedancia torácica, y ocasionar errores en la medida, dado que la resistencia eléctrica de los tejidos de la caja torácica es inferior que la del aire, sumado a los registros de impedancia de los diferentes tipos de tejidos por donde ha circulado la corriente alterna. Por tanto, la pneumografía de impedancia provee un indicador cualitativo de los movimientos de la pared torácica [14] [15].

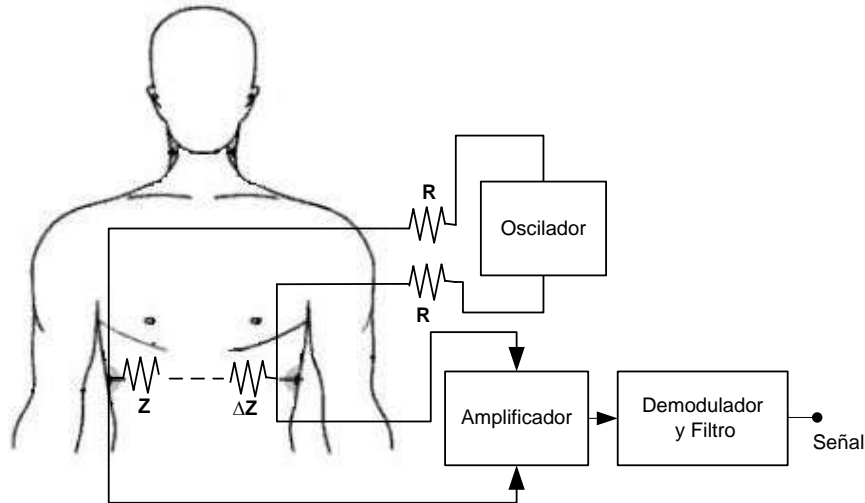


Figura 2. 1. Pneumografía por impedancia y su descripción en bloques [16]

Por su parte, la **pletismografía inductiva** hace uso de sensores para medir los cambios en el área transversal de la caja torácica y abdominal durante un ciclo respiratorio y cardiaco. Los sensores están constituidos por arreglos cableados de forma sinusoidal, los cuales son excitados por una señal de corriente alterna de baja amplitud y alta frecuencia (300 KHz) proveniente de un circuito oscilador electrónico. Los movimientos de la caja torácica y del abdomen inducen a los sensores a generar cambios electromagnéticos, los cuales son medidos como cambios de voltaje a través del tiempo. En virtud de este diseño, la pletismografía inductiva es más exacta y sensible que la pneumografía de impedancia, dado que reduce la distorsión e interferencia de la señal [15]. Sin embargo, se requiere de exactitud en la ubicación de los sensores, ya que de lo contrario afectaría la calibración y consecuentemente, la calidad e interpretación de la señal respiratoria [17].

Asimismo, se encuentra la **pletismografía elastomérica**, la cual mide los cambios de tensión presentes en cinturones elásticos durante la expansión y contracción del tórax y/o abdomen. Estos cambios de tensión son medidos y convertidos a voltaje a través de diferentes métodos, entre los cuales, el uso de sensores piezoeléctricos es el método más común empleado actualmente. No obstante, al estar el paciente “atrapado” en el cinturón, el cambio repentino en la posición del cuerpo varía la tensión en el cinturón y por consiguiente, genera falsas señales [18].

A diferencia de las técnicas mencionadas anteriormente, la técnica de **valoración del flujo respiratorio**, evalúa la condición respiratoria a través del monitoreo del flujo de aire, dado que es una variable fisiológica utilizada para detectar fácilmente eventos no deseados asociados al proceso de respiración como lo son: apneas², hipo apneas³ y limitaciones en el flujo respiratorio. Este método se puede realizar por: la detección en los cambios de temperatura presentes en el flujo de aire del paciente, o las fluctuaciones de presión causadas por la inspiración y espiración [17] [19].

A continuación en la tabla 2.1, se presentan las limitaciones de cada una de las técnicas no invasivas comúnmente utilizadas para evaluar la condición respiratoria de un paciente.

²Cese del flujo de aire por más de diez segundos.

³ Decremento en el flujo de aire de al menos el 50% por más de diez segundos.

Técnica no Invasiva	Limitaciones
<p>pneumografía de impedancia</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Indicador cualitativo de los movimientos de la pared torácica; no existe relación con el volumen del aire con el pecho. • Propenso a la degradación de la señal debido a los cambios en la posición del cuerpo. • Dificultad en la calibración y estabilización de la polaridad de la señal. • No permite identificar claramente los eventos apneicos, al no medir el flujo de aire [15].
<p>pletismografía inductiva</p>	<ul style="list-style-type: none"> • El corrimiento de los sensores de su posición original afecta la calibración y consecuentemente, la calidad e interpretación de la señal respiratoria. • Dificultad en el proceso de calibración en personas obesas, siendo los datos más cualitativos que cuantitativos. • Facilidad en el rompimiento de los alambres que hacen parte de los cinturones de pletismografía por inductancia debido a su finura, ocasionando pérdidas en el monitoreo de la señal [17].
<p>pletismografía elastomérica</p>	<ul style="list-style-type: none"> • La calidad y diferenciación de la señal respiratoria se vea afectada por el desplazamiento del cinturón de su posición original. • Los cinturones generalmente no son calibrados, por tanto, el despliegue de los datos son más cualitativos que cuantitativos [17].
<p>valoración del flujo respiratorio</p>	<p style="text-align: center;">Basadas en cambios de temperatura</p>
	<ul style="list-style-type: none"> • Suministro de información cualitativa, al no permitir calibrar los dispositivos. • La humedad en el sensor puede afectar tanto su habilidad para detectar los cambios de temperatura, como la integridad de la señal [17]. • Los cambios en la señal no son linealmente proporcionales a los cambios en el flujo de aire, en el caso de los termistores y las termocuplas [20].
	<p style="text-align: center;">Basadas en fluctuaciones de presión</p>
	<ul style="list-style-type: none"> • Debe asegurarse un cubrimiento completo de la nariz y boca del paciente con la máscara facial para evitar fugas de aire. • La calibración depende de los flujos de aire. • Los amplificadores deben ser calibrados frecuentemente para asegurar linealidad [17]. • En pacientes que respiran por la boca, la detección de la señal puede no ser satisfactoria [20].

Tabla 2. 1 Limitaciones de las técnicas no invasivas utilizadas en la valoración de la condición respiratoria

Como se puede apreciar en la tabla 2.1, las técnicas no invasivas son técnicas cualitativas, es decir, proporcionan un indicador de la condición respiratoria y dependiendo del procesamiento de la señal pueden arrojar valores cuantitativos de la respiración. Sin embargo, a diferencia de las demás técnicas no invasivas, la técnica valoración del flujo respiratorio permite detectar periodos apneicos, hipo-apneicos y limitaciones del flujo respiratorio, los cuales son indicadores que pueden influir en el proceso de clasificación y priorización de víctimas. Aún cuando, se conocen las limitaciones de esta técnica no invasiva, desde el punto de vista de la comodidad del paciente y de los socorristas, la ubicación de un sensor en la región nariz – boca es más sencilla y práctica que la ubicación de uno o dos cinturones comprendidos entre el tórax y el abdomen del paciente. Por tanto, la técnica valoración del flujo respiratorio y más precisamente la técnica basada en la detección de los cambios de temperatura presentes en el flujo de aire del paciente es la seleccionada para realizar el monitoreo como se verá en la sección 2.3 del documento.

2.2.2 Frecuencia cardiaca

El proceso de valoración de la frecuencia cardiaca ha sido más un proceso manual que automático dado por la misma fisiología del cuerpo humano, existen puntos donde las grandes arterias están cercanas a la piel y permiten ser evaluadas a través de la palpación. Usualmente, esta evaluación se realiza con la punta de los dedos en los sitios donde la pared de una arteria puede ser comprimida sobre un plano óseo o duro (ver figura 2.2), de manera que pueda sentirse el latido arterial de forma de rebote elástico y sincrónico con la sístole cardiaca, al transmitirse la presión desde la aorta [21].

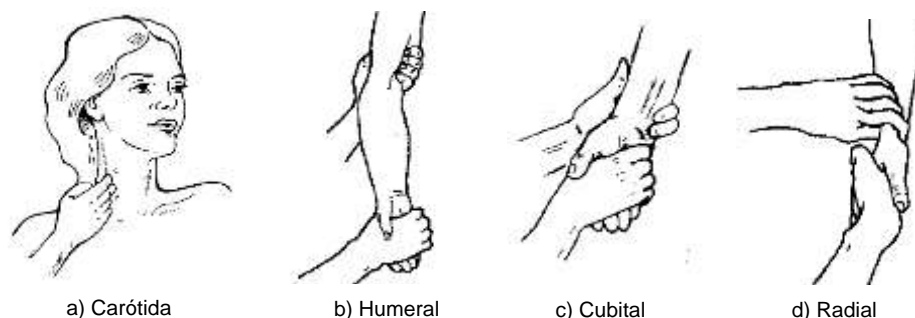


Figura 2. 2. Palpación de las pulsaciones de las arterias [21]

No obstante, con la finalidad de automatizar el proceso de monitoreo de la frecuencia cardiaca y realizarlo de forma constante, se han desarrollado métodos no invasivos como: la cardiografía de impedancia, oscilometría, ultrasonido Doppler, y pulsioximetría, que además de suministrar la frecuencia cardiaca, brindan información sobre diferentes variables fisiológicas (índice cardiaco, saturación de oxígeno, presión arterial, etc.) de interés para la valoración del paciente.

La **cardiografía de impedancia**, también conocida como bioimpedancia eléctrica del tórax (TEB⁴), es un método no invasivo y seguro utilizado para medir y monitorear el ciclo cardiaco. TEB se basa en la idea de que el tórax humano es eléctricamente un conductor volumétrico no homogéneo. En este método, las interfaces del paciente con los transductores se realizan a través de una serie de electrodos superficiales (tipo desechable), los cuales proveen la conexión necesaria para medir la corriente que fluye en dirección paralela a la columna vertebral. La señal del TEB se adquiere a través de ocho electrodos *tetrapolar*⁵, cuatro sobre el cuello y cuatro sobre el tórax (ver figura 2.3), que transmiten y detectan los cambios producidos en la impedancia eléctrica del tórax, los cuales son usados para medir y calcular parámetros cardiacos como: la frecuencia cardiaca, gasto cardiaco, índice cardiaco, etc. [22][23][24].

La **pulsioximetría** u oximetría de pulso es una técnica que mide la saturación de oxígeno de la sangre arterial y la frecuencia cardiaca. Esta técnica combina la fotopleletismografía⁶ y las características de absorción de la hemoglobina a través del análisis de señales luminosas de longitudes de onda específicas para determinar el grado de oxigenación periférica [25] [26].

⁴ TEB: *Thoracic Electrical Bioimpedance*

⁵ Este tipo de electrodos son utilizados con la finalidad de eliminar la impedancia piel – electrodo, separando el trayecto de la corriente del sensado por la TEB.

⁶ La fotopleletismografía se basa en la determinación de las propiedades ópticas de un área específica de la piel, midiendo los cambios pulsátiles del volumen de sangre arterial en el sitio del sensor.

Los principios de la pulsioximetría se basan en las características de absorción de la luz roja e infrarroja (proveniente de LEDs) por parte de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. La hemoglobina oxigenada permite el paso de la luz roja a través de ella y absorbe más luz infrarroja, mientras que la hemoglobina desoxigenada deja pasar la luz infrarroja y absorbe más a la luz roja. El rango de longitudes de onda de la luz roja e infrarroja está entre los 600-750 [nm] y 850-1000 [nm], respectivamente (ver figura 2.4.). Usualmente un dedo de la mano es ubicado entre la fuente (LEDs) y el receptor (fotodiodo) actuando como un sitio translúcido con un adecuado flujo sanguíneo, con la finalidad de obtener la relación de absorción de las diferentes longitudes de onda y por consiguiente los valores de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca [27] [28].

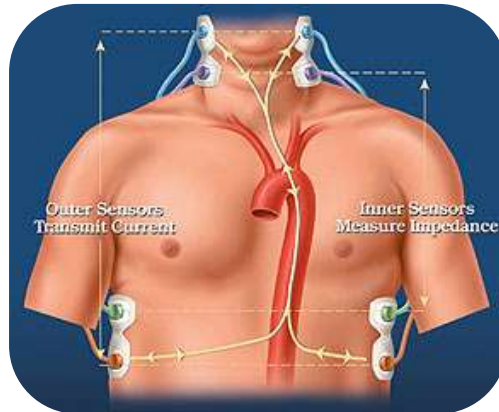


Figura 2. 3. Ubicación de los sensores para el método de cardiografía de impedancia [29]

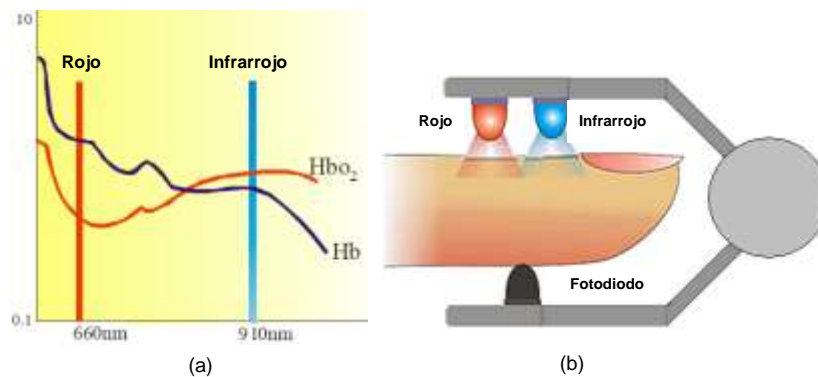


Figura 2. 4. Coeficientes de absorción e idea básica de la pulsioximetría [27].

Por otra parte, se encuentran los métodos: **oscilométrico** y **ultrasonido Doppler**, los cuales están más ligados a la valoración no invasiva de la presión arterial. El método oscilométrico basa su funcionamiento en el monitoreo de las variaciones u oscilaciones de la señal de presión en una banda inflable que se aplica alrededor del brazo, bien sea por medio de sensores de presión, o por cristales piezoeléctricos, logrando determinar a través del análisis de esta señal los valores de presión sistólica, diastólica y media del paciente, además de su frecuencia cardíaca. De igual forma, el método de ultrasonido Doppler hace uso del mismo principio pero a diferencia del método oscilométrico, evalúa la señal a partir de las variaciones de frecuencia de un haz de ultrasonidos emitidos sobre la arteria radial o braquial [30] [31].

A continuación en la tabla 2.2, se presentan las ventajas y desventajas de cada uno de los métodos no invasivos mencionados anteriormente.

Método / técnica no invasiva	Ventajas	Desventajas
Cardiografía de impedancia	<ul style="list-style-type: none"> • Simplicidad en la medida de la función cardíaca de una manera continua, rápida y no invasiva [32]. • Suministra información de los parámetros hemodinámicos necesarios para obtener una adecuada caracterización del corazón [29]. 	<ul style="list-style-type: none"> • Las factores de corrección son encontrados de forma empírica y basados en suposiciones para la generación de los información final suministrada a partir de electrodos. Sin embargo, esto puede ser mejorado utilizando modelos complejos de computación [33]. • La exactitud de la señal detectada se ve afectada por el peso, la ubicación de los electrodos y los cambios de postura del paciente afectan el resultado [33]. • Los fluidos torácicos excesivos modifican la señal sensada por los electrodos al contribuir con su valor de impedancia en la medida [33].
Pulsioximetría	<ul style="list-style-type: none"> • En el proceso de valoración del paciente, puede ser utilizada continuamente o a intervalos regulares. • Es una herramienta que permite la identificación y corrección temprana de episodios de hipoxemia [34]. • Permite identificar la condición respiratoria del paciente a partir de la saturación de oxígeno en la sangre [35]. 	<p>Las desventajas presentes en esta técnica se encuentran asociadas a los factores que pueden ocasionar errores en su dispositivo de media (pulsioxímetro). Entre estos factores se encuentran [36]:</p> <ul style="list-style-type: none"> • La hemoglobina anormal (<i>carboxyhemoglobin</i> y <i>methemoglobin</i>) dado que no contribuyen a la entrega de oxígeno y afectan a las longitudes de onda manejadas. • Los tintes médicos (p.e. <i>cardio green</i>, e <i>indocyanine green</i>) inyectados al torrente sanguíneo, influyen en los niveles de transmisión de la luz roja e infrarroja. • Excesiva luz del ambiente (panel de lámparas, lámparas fluorescentes, lámpara de calefacción infrarroja, luz del sol directa, etc.) puede causar errores en la medición al no ser capaz el dispositivo de cancelar los efectos interferentes. • El esmalte de uñas, ya que puede absorber la luz emitida por los LEDs, cambiando los valores de la luz transmitida a través del cuerpo y por consiguiente, influenciar en los valores calculados. • Los movimientos bruscos del cuerpo dado que pueden ocasionar ruido.
Oscilométrico	<ul style="list-style-type: none"> • Popularidad y simplicidad del método. • La toma de la presión arterial puede ser automática, o semiautomática. 	<ul style="list-style-type: none"> • Uso de algoritmos no dinámicos para la detección de la presión arterial, lo que produce variaciones en la lectura [37].
Ultrasonido Doppler	<ul style="list-style-type: none"> • Puede ser utilizado en ambientes ruidosos [37]. 	<ul style="list-style-type: none"> • El movimiento del paciente causa errores en la medición de la presión arterial [37].

Tabla 2. 2. Ventajas y desventajas de los métodos utilizados en el monitoreo de la frecuencia cardíaca.

La cardiografía de impedancia permite obtener una serie de parámetros hemodinámicos⁷, incluyendo la presión arterial sistólica, índice cardiaco, gasto cardiaco, entre otros, los cuales son de gran utilidad para la valoración del paciente no sólo a partir de su frecuencia cardiaca sino desde otras variables fisiológicas utilizadas a nivel clínico en pacientes que tienen comprometida su función cardiovascular y más precisamente a pacientes con fallas cardiacas crónicas [32]. Por tanto, este método ha sido ampliamente utilizado en las unidades de cuidado intensivo pero no a nivel prehospitalario donde se pretende hacer una clasificación y priorización de pacientes a ser trasladados al centro de atención más cercano y no se cuenta con gran disponibilidad de recursos para tratar pacientes que se encuentran en dicha situación.

Por otra parte, los métodos basados en el monitoreo de las variaciones u oscilaciones de la señal de presión en una banda inflable, hacen uso de inflado bien sea manual o automático, el manual implica que la persona encargada de valorar la frecuencia cardiaca deba estar con el paciente para poder monitorear este signo vital, aunque, el inflado automático del brazalete es la solución, esta involucra un aumento en el consumo de potencia por parte del dispositivo por cada vez que se requiera monitorear al paciente.

No obstante, de los diferentes factores que pueden ocasionar errores en la medida de la frecuencia cardiaca a través de la pulsioximetría, esta técnica determina la calidad de la función respiratoria y el transporte de oxígeno en la sangre hacia los tejidos. Es así, como además de suministrar la frecuencia cardiaca, la pulsioximetría es una herramienta útil en el cuidado del paciente al proveer de forma efectiva y continua un monitoreo del estado de oxigenación del paciente y determinar cambios antes de que ellos sean clínicamente visibles. Por estas razones, la pulsioximetría será la técnica no invasiva a ser considerada para el monitoreo de la frecuencia cardiaca [38] [39].

2.2.3 Presión arterial

Los métodos no invasivos generalmente utilizados para la valoración de la presión arterial han sido: palpatorio, auscultatorio, ultrasonido Doppler y el oscilométrico, los cuales hacen uso del esfigmomanómetro⁸ que permite obtener resultados muy aproximados a la presión intra-arterial. De igual forma, estos métodos se basan en los siguientes hechos:

- Neutralizar la presión que la sangre ejerce sobre las paredes arteriales a través de una presión externa aplicada por la banda inflable o brazalete del esfigmomanómetro.
- Detectar los fenómenos producidos en el punto de la arteria donde se aplicó la fuerza, lo que se consigue por palpación del pulso arterial, auscultando las vibraciones de la pared arterial, o recogiendo sus oscilaciones mediante un transductor.
- Calcular el valor de la presión arterial.

El **método palpatorio** consiste en recoger las modificaciones del pulso arterial por debajo de la ubicación del brazalete compresor. Si la presión efectuada por el brazalete supera la presión máxima de la sangre, la arteria queda colapsada, por lo que el pulso desaparece. Al disminuir progresivamente la presión ejercida hasta igualar a la presión de la sangre en su punto máximo, reaparece el pulso arterial, por lo que en ese momento el manómetro marcará la presión máxima o sistólica. El inconveniente del método palpatorio es que resulta difícil reconocer la presión diastólica, pues se requiere mucha práctica para apreciar la desaparición del carácter vibrátil del pulso que indica dicha tensión [40].

⁷ hemodinámica, identifica las fuerzas que afectan el flujo sanguíneo a través del cuerpo.

⁸ Conocido popularmente como tensiómetro, o baumanómetro

El **método auscultatorio** es similar al anterior pero en lugar de la palpación utiliza la auscultación de los ruidos arteriales; denominados ruidos de Korotkoff⁹ [40]. Cuando la presión arterial es baja, los ruidos de Korotkoff son difíciles de escuchar, por tanto, es de mayor utilidad captar el flujo sanguíneo a través de un detector de flujo ultrasónico utilizado por el método de **ultrasonido Doppler**. Este detector denominado transductor plano de Doppler (que mide y recibe el ultrasonido generado) se aplica el sobre la arteria radial o braquial al momento de colocar la banda inflable en el brazo [30] [41].

Por su parte, el método **oscilométrico** basa su funcionamiento en monitorear las variaciones u oscilaciones de la señal de presión en una banda inflable que se aplica alrededor del brazo. Mientras la banda se desinfla desde un nivel por encima de la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a vibrar a media que la sangre fluye a través de la arteria parcialmente ocluida y estas vibraciones son captadas por el transductor que monitorea la presión en la banda. Cuando la presión en la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones aumentan hasta una máxima amplitud y luego disminuyen hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de la sangre regresa a la normalidad [42].

En efecto, con el uso del tensiómetro la técnica de medida es siempre la misma, aunque se utilicen diversos tipos de transductores para convertir las señales obtenidas a la forma eléctrica. Consiste en ocluir una arteria del brazo mediante un brazalete que se llena de aire, bien a mano, a partir de un pequeño motor o de un depósito de aire comprimido. Al ir bajando la presión más o menos linealmente hasta el punto de máxima presión arterial donde la sangre es impulsada a través de la oclusión. El valor de la presión del brazalete en este punto es aproximadamente igual a la presión sistólica, es decir, la que se desarrolla en el sistema durante la contracción cardiaca. Al seguir desinflando el brazalete, la sangre atraviesa la arteria semiocluida a golpes, hasta que la oclusión prácticamente desaparece, en cuyo momento el flujo se hace uniforme. Este punto es el que da la presión diastólica, o también conocida como la presión del sistema cuando el músculo cardiaco está relajado. En consecuencia, deben existir dos procesos de transducción en la medida: la conversión de presión máxima y mínima (sistólica y diastólica) a señales eléctricas y la detección de los momentos de primera apertura de la arteria ocluida y de comienzos del flujo continuo [41].

A diferencia de los métodos anteriores, los cuales basan su funcionamiento en la oclusión total de la arteria, existen métodos no invasivos como: la tonometría, y el PTT¹⁰, que permiten realizar la valoración de la presión arterial a través de una oclusión parcial de la arteria; en la tonometría, o sin necesidad de oclusión arterial efectuado en el PTT.

En el caso del método **tonométrico**, éste permite de forma no invasiva y continúa obtener un registro de las alteraciones de presión sobre una arteria superficial soportada por hueso (p.e. arteria radial). Este método hace uso de un arreglo rígido de sensores adheridos sobre la piel en el sitio de la arteria pulsante (ver figura 2.5). El arreglo de sensores, generalmente constituido por cristales piezoeléctricos, oprime parcialmente a la arteria a través de incrementos continuos de presión generados por una cámara de aire, cuyo objetivo es igualar la presión circundante a la presión arterial. No obstante, si la presión generada incrementa demasiado, la arteria podría quedar ocluida totalmente, lo que ocasionaría errores en la medición [43].

⁹ Korotkoff, vibraciones de baja frecuencia que están constituidas por dos componentes, una arterial y otra sanguínea.

¹⁰ PTT: Pulse Transit Time (Tiempo de Transición entre Pulsos).

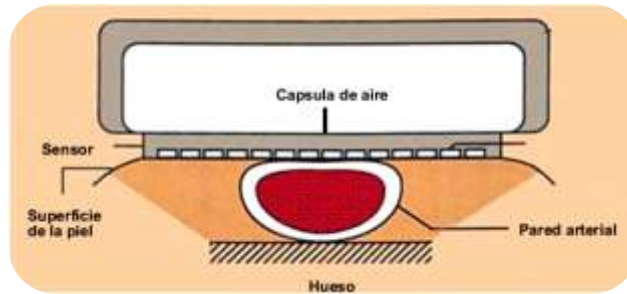


Figura 2. 5. Método tonometrico [37].

Finalmente, el método PTT permite obtener los valores de presión arterial sin necesidad de ocluir las arterias superficiales, dado que basa su funcionamiento en la correlación que existe entre la presión sanguínea y el tiempo que toma la propagación del pulso desde el corazón hasta un punto seleccionado en la arteria. Este método es posible, ya que la velocidad a la cual viajan las ondas del pulso desde el corazón hasta puntos inferiores en el sistema circulatorio varía con la presión sanguínea. Por tanto, la velocidad a la cual viaja la onda de presión arterial es directamente proporcional a presión sanguínea e inversamente proporcional al tiempo de transición de los pulsos cardiacos [43] [44].

A continuación en la tabla 2.3, se presentan las ventajas y desventajas de cada uno de los métodos no invasivos mencionados anteriormente.

Método no invasivo	Ventajas	Desventajas
Palpatorio	<ul style="list-style-type: none"> No requiere de muchos equipos, es decir, hace uso del esfigmomanómetro como único elemento. Procedimiento manual con posibilidad a ser automatizado. 	<ul style="list-style-type: none"> Únicamente puede ser mediada la presión arterial sistólica. Sujeto a errores, dado que depende de la apreciación subjetiva
Auscultatorio	<ul style="list-style-type: none"> Método simple y no requiere del uso de muchos equipos. Procedimiento manual con posibilidad a ser automatizado Dispositivos pequeños, de poco peso, silenciosos y precisos [45]. 	<ul style="list-style-type: none"> Las observaciones son subjetivas, dado que depende de la perspectiva del evaluador. No puede ser utilizado en ambientes con mucho ruido. Un error mecánico puede ser introducido en el sistema, como, fugas de mercurio, obstrucción en el brazalete, etc [41].
Tonometrico	<ul style="list-style-type: none"> Monitoreo continuo de la presión arterial. Requiere únicamente de un sitio del cuerpo humano para la valoración de la presión arterial. 	<ul style="list-style-type: none"> Requiere que los sensores sean semejantes en términos de sensibilidad [43]. La oclusión total de la arteria ocasiona errores en la medición [43] Los movimientos de la muñeca y los tendones generan medidas inexactas [37]. Sensibles a los movimientos efectuados sobre el sensor [46]
PTT	<ul style="list-style-type: none"> Monitoreo continuo de la presión arterial. Permite una mayor comodidad y flexibilidad para el paciente. 	<ul style="list-style-type: none"> Es necesario calibrar el sistema, ya que la relación entre presión arterial y el tiempo que toman los pulsos para transitar una porción del sistema circulatorio es diferente para cada paciente [44].

Tabla 2. 3. Ventajas y desventajas de los métodos utilizados para la valoración de la presión arterial

Los métodos no invasivos con base en el esfigmomanómetro son ampliamente utilizados para realizar la valoración de la presión arterial de forma rutinaria. Sin embargo, dichos métodos no proporcionan un monitoreo continuo, ya que requieren inflar un brazalete de presión cada vez que se desea calcular la presión arterial. Por esta razón, la frecuencia de medida está limitada por: el tiempo estimado para inflar y desinflar el brazalete, daños causados a los tejidos debido a la compresión, y la incomodidad del paciente. Por consiguiente, no son métodos aplicables para el monitoreo de la presión arterial por largos periodos de tiempo [46].

En consecuencia, los métodos posibles para realizar el monitoreo de la presión arterial de forma continua serían el tonométrico y el PTT. No obstante, el método tonométrico al estar correlacionado directamente a la presión efectuada sobre la muñeca, está sujeto a fallas ocasionadas por el movimiento del paciente y del sensor, siendo necesario realizar un proceso de re-calibración en esta circunstancia. De modo que, el método PTT es el seleccionado para realizar el monitoreo de la presión arterial, dado que es continuo, flexible, cómodo para el paciente, y no efectúa una compresión sobre la arteria lo cual implica, no utilizar elementos externos que generen dicha presión aportando a la reducción del consumo de potencia [47].

2.3 SENSORES RECOMENDADOS

Los sensores recomendados surgen de una búsqueda de transductores comerciales para cada uno de los métodos o técnicas no invasivas identificadas previamente para la valoración de los signos vitales de interés (ver Anexo B). Sin embargo, en el Anexo B, se incluyen algunos sensores que no guardan relación con las técnicas o métodos seleccionados dado que se pretende identificar qué sensores ofrece el mercado y a qué costos.

2.3.1 Frecuencia respiratoria

En la Tabla 2.4, se hace una comparación de las diferentes alternativas encontradas en la búsqueda de sensores comerciales empleados para medir la condición respiratoria de una persona, algunos de los datos no se han establecido, ya que las empresas fabricantes no los proporcionan.

Método	Sensor	Requerimientos de potencia	Amplitud señal [mV]	Precio [\$ US]
Detección en los cambios de temperatura	Adult airflow transducer	No	0.1	166
	Adult & pediatric airflow transducers	No	----	235
	Adult airflow thermocouple transducer	No	---	115
	Thermal airflow sensors	No	0.4	239
	Thermal airflow	No	0.1	130
	Airflow Thermocouple	No	0.1	195
	Adult & pediatric airflow transducers	No	0.4	311
	RealFlo™ Reusable	No	0.4	250
	Airflow Thermistor	3 [V]	1.5	159
Detección en las fluctuaciones de presión	cTherm	3 [V]	1.5	159
	Piezo pressure flow/snore sensor	No	---	370
	PTAF™ 2	9 [V]	---	495
	AC Pressure airflow sensor	No	---	299
	Ultima dual airflow pressure transducer	9 [V]	20	350

Tabla 2. 4. Tabla comparativa de los sensores comerciales para la técnica valoración del flujo respiratorio.

Al realizar un análisis de la Tabla 2.4 desde el punto de vista de la amplitud típica de la señal, el sensor seleccionado sería el “Ultima dual airflow pressure transducer” dado que genera la señal más alta (20 [mV]) en comparación con los demás sensores. Sin embargo, se encuentran los limitantes de requerimiento de potencia y precio del sensor, ya que es uno de los más costosos y necesita de una fuente de alimentación externa, lo que implicaría un mayor volumen del dispositivo final y un incremento en el consumo de potencia.

Ahora bien, tratando de encontrar un equilibrio entre requerimiento de potencia, amplitud típica de la señal y precio, el sensor seleccionado es el “Thermal airflow”, dado que es reusable, no requiere de una fuente de potencia externa, y es uno de los más económico encontrados en el mercado. El transductor incluye tres termocuplas sensibles al calor, donde el sensor del flujo respiratorio se ubica debajo de las fosas nasales del paciente y produce una señal que es directamente proporcional a los cambios del aire inalado y exhalado durante la respiración, el sensor genera un pequeño voltaje analógico que suministra un indicador claro y confiable del flujo respiratorio [48]. En la figura 2.6 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.

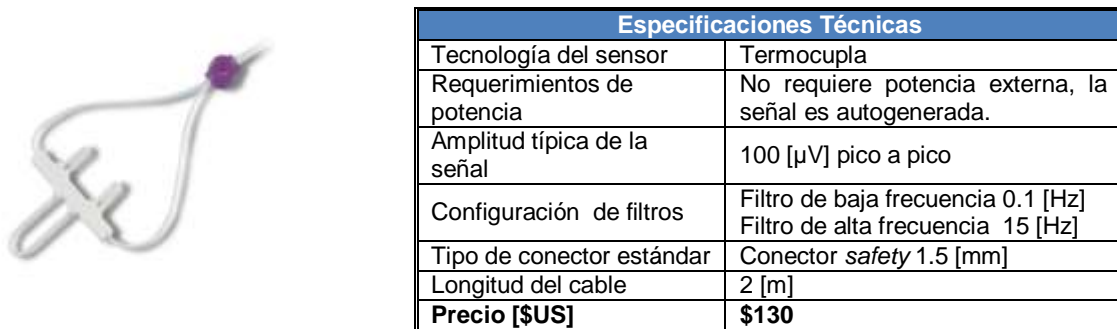


Figura 2. 6. Thermal airflow, y especificaciones

No obstante, si no hubieran limitaciones desde el punto de vista del precio del sensor y requerimientos de potencia, la selección seguiría siendo el “Ultima dual airflow pressure transducer”, dado que este tipo de sensor realiza el monitoreo de la condición respiratoria a partir de la presión del flujo de aire que actúa de forma casi lineal a su incremento (ver figura 2.7) a través de sistemas de cánulas de presión nasal, lo cual implica una mayor exactitud en la detección de eventos obstructivos sobre la vía aérea, a diferencia de los termistores y termocuplas donde la relación entre el cambio de temperatura y flujo de aire real no es directa, por tanto, la señal resultante puede verse reducida o variable, dependiendo de las características del sensor y del procesamiento de la señal [19] [49] [50].

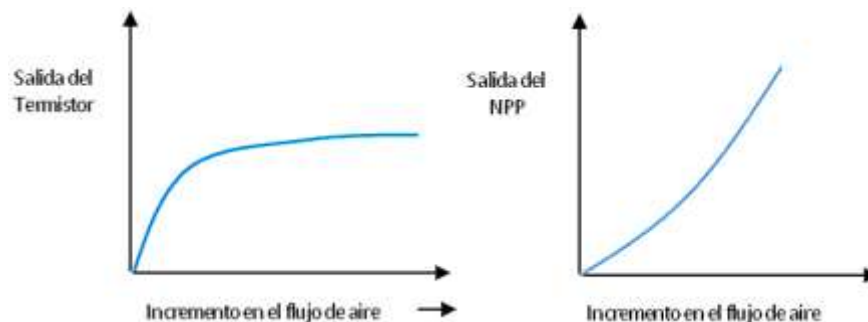


Figura 2. 7. Respuesta del termistor y del NPP al flujo de aire [50]

2.3.2 Frecuencia cardiaca

La pulsioximetría puede realizarse por los métodos tanto de transmisión como de reflectancia. En el método por transmisión, el emisor y el foto detector se encuentran opuestos uno al otro entre el sitio de medida, por tanto, la luz lo atraviesa. Por otra parte, en el método por reflectancia, el emisor y el foto detector están adyacentes y por encima del sitio de medida, de modo que, la luz rebota del emisor al detector a través del sitio a medir (ver figura 2.8) [28].

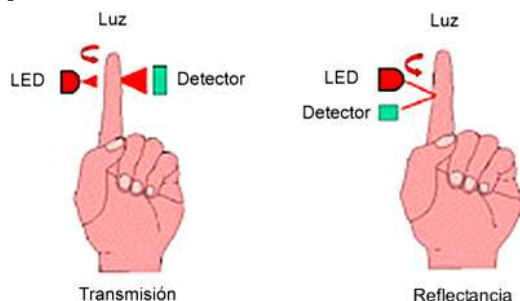


Figura 2. 8 . Transmisión y reflectancia, métodos utilizados por la pulsioximetría [51].

En el mercado se encuentran variedad de sensores comerciales que hacen uso de uno de los métodos mencionados anteriormente sobre diferentes partes del cuerpo como: dedos de la mano, pies, lóbulo de la oreja, frente, etc.

En la tabla 2.5, se realiza una comparación los sensores comerciales utilizados para medir la frecuencia cardiaca a través del pulsoxímetro; que es el dispositivo que permite estimar la saturación de oxígeno de la sangre y la frecuencia cardiaca haciendo uso de la pulsioximetría.

Principio de operación	Zona del cuerpo	Sensor	Precio [\$ US]
Transmisión	Dedos de la mano	Finger Clip Photo Plethysmograph - MNL 421011	175.62
		Pulse Oximeter Trans, Finger - TSD123A	294.00
		“Adult Finger Clip” - 8000AA	168.00
		“Durasensor Adult Finger Clip”	236.39
	Lóbulo de la oreja	Ear Clip Photo Plethysmograph - MNL 421012	164.29
		Pulse Oximeter Trans, Ear - TSD123B	294.00
“Ear Clip Sensor” - 8000Q		168.00	
Reflectancia	Frente	“Dura-Y Ear Clip”	48.75
		“Reflectance Sensor” - 8000R	168.00
		“RS-10 Reflectance ”	179.00
	Lóbulo de la oreja	“Max-Fast Forehead”	716.88
		IR Plethysmograph - Ear Clip - MLT1020EC	347.00

Tabla 2. 5. Sensores comerciales utilizados en el monitoreo de la frecuencia cardiaca a partir de la pulsioximetría

Como se puede observar en la tabla 2.5, los sensores comerciales encontrados se ubican principalmente en tres partes del cuerpo; lóbulo de la oreja, frente y dedos de la mano, de las cuales los “finger clip sensors” han sido los más utilizados, dado que permiten obtener un mayor nivel de señal en comparación con los otros sitios del cuerpo humano donde se puede aplicar la técnica de pletismografía [52]. Por tanto, se ha seleccionado el sensor “Adult Finger Clip” - 8000AA”, ya que es reusable, fácil de usar, y posee una alta calidad en sus LEDs, los cuales producen un espectro de luz pura de alta intensidad, permitiendo eliminar variaciones en la lectura de paciente a paciente y de sensor a sensor, por tanto, maximiza la capacidad de monitoreo del paciente [53]. A continuación en la figura 2.9, se presenta las especificaciones técnicas del sensor seleccionado.



Especificaciones Técnicas	
Fuente de la señal	LED rojo- infrarrojo y foto sensor
Principio de operación	Transmisión
Longitud de onda	Rojo 660 [nm] Infrarrojo 910 [nm]
Rango de saturación	70 – 100 % ± 2%
Tipo de conector	D 9 pines
Longitud del cable	3.1 [m]
Precio [\$ US]	\$ 168

Figura 2. 9. “Adult Finger Clip” - 8000AA”, y especificaciones técnicas [54].

No obstante, los sensores ubicados sobre la arteria temporal (frente); específicamente el sensor “OxiMax Max-FAST”, proporciona un mejor desempeño durante el movimiento del paciente y en ambientes de bajas temperaturas, lo que implica una mejor monitoreo de pacientes con hipotermia en relación al “finger clip sensor”, pero este no es considerado como opción final debido a su precio [55].

2.3.3 Presión arterial

Para la determinación de la presión arterial se cuenta con diferentes opciones de sensores piezoeléctricos a ser utilizados (ver tabla 2.6). Sin embargo, los sensores de las series MPX2010GS, MPX5100, XFPN, XFGN, y XFPM, no son considerados ya que este tipo de sensores hacen uso de un brazalete de presión para adquirir la señal proveniente de una arteria pulsátil del cuerpo humano.

Sensor	Fuente de voltaje requerida [VDC]	Amplitud típica de la señal	Precio [\$ US]
MPX2010GS	10	0 – 25 [mV]	11.22
MPX5100	5	0.2 – 4.7 [V]	14.94
XFPN-03PGV y XFGN-6050	5	0.5 - 4.5 [V]	10.60
XFPM-050KPG	5	0.2 – 4.7[V]	12.00
LDT1-028K Piezo Sensor	0	10 [mV] – 100 [V]	3.00
FLDT1-028K Piezo Sensor	0	---	6.00
SDT1-028K - Vibration Sensor	0	> 15 [V]	15.00

Tabla 2. 6. Sensores comerciales utilizados para el monitoreo de la presión arterial

A diferencia de los sensores mencionados anteriormente, los sensores de las series LDT, FLDT y SDT, proporciona una señal de salida superior y no requieren de una fuente de alimentación externa, dado que los sensores piezoeléctricos generan una señal de voltaje al ser mecánicamente deformados. De estas tres series, se selecciona al sensor SDT1-028K (ver figura 2.10) debido a que es un elemento completamente blindado, con el propósito de evitar interferencias electromagnéticas presentes en el ambiente. Además, de su baja sensibilidad ante posibles movimientos, en relación a otros Piezo Films (FLDT1-028K, LDT1-028K) y la facilidad de acoplar el sensor a diferentes partes del cuerpo (muñeca, sien, cuello, etc) para la realización de las medidas [56].



Especificaciones Técnicas	
Fuente de voltaje	No requiere
Impedancia mínima	1 [MΩ]
Impedancia preferida	> 10 [MΩ]
Voltaje de salida	>15 [V]
Longitud del cable	45.72 [cm]
Tamaño	44.5 x 19.7 x 3.2 [mm]
Blindaje	Si
Capacitancia	2.78 [nF]
Precio [\$ US]	\$ 15.00

Figura 2. 10. Sensor SDT1-028K, y especificaciones [57]

Con respecto a la menor sensibilidad a posibles movimientos, su razón principal obedece a que el Piezo Film es 1.000 veces más sensible en el eje 1 (longitudinal) que en el 3 (transversal, ver figura 2.11) por lo que, cuanto más largo sea el sensor, más sensible será el sistema a posibles deformaciones debidos al movimiento del usuario [56].

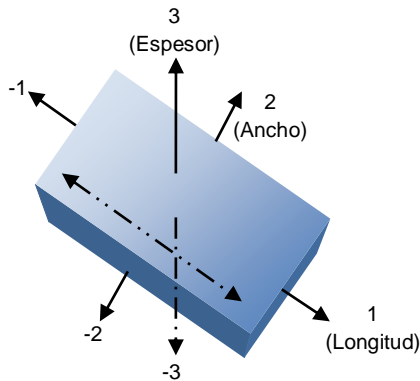


Figura 2. 11. Clasificación numérica de los ejes del Piezo Film [56]

3 ESTUDIO DEL NODO CEI

3.1 INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se dará a conocer un estudio general del nodo para redes inalámbricas de sensores propuesto por el CEI (Centro de Electrónica Industrial) de la Universidad Politécnica de Madrid. El estudio está desarrollado por cada una de las capas (sensado, alimentación, procesamiento, y comunicación) de la arquitectura modular con el objetivo de identificar los parámetros técnicos de diseño, distribución de las señales, dimensiones de las placas, etc. De igual forma, la información presente se obtuvo a partir de los trabajos de grado: Diseño y fabricación de placas para redes de sensores inalámbricas con nodos modulares, y diseño e integración de elementos Hw-Sw para el desarrollo de plataforma modular de red de sensores inalámbrica con comunicación *bluetooth* de la Universidad Politécnica de Madrid [58] [59].

3.2 NODO CEI

El Centro de Electrónica Industrial (CEI) desarrolló un prototipo de nodo para redes inalámbricas de sensores, basado en una arquitectura modular; integrada por cuatro capas que satisfacen diversas funcionalidades dentro del nodo, con la finalidad de ofrecer una plataforma fácilmente adaptable y flexible a diversos entornos y aplicaciones tanto en *hardware* como en *software*.

La arquitectura está constituida por cuatro capas, donde cada una de ellas han sido implementada en una placa de circuito impreso independiente y se ocupa de una de las siguientes tareas: procesamiento, sensado, comunicación y alimentación (ver figura 3.1). Sin embargo, se ha creado una capa auxiliar de almacenamiento de datos para las aplicaciones que lo requieran, además de aumentar las dimensiones de cada una de las placas en 5 milímetros debido a las restricciones impuestas por la empresa fabricante de los nodos.

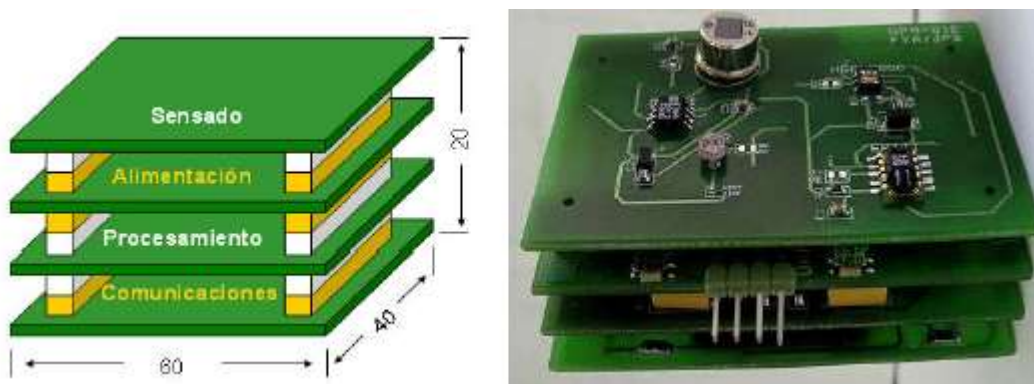


Figura 3. 1. Nodo en capas propuesto por el CEI

Estas capas se encuentran unidas entre sí a través de conectores verticales, los cuales proporciona la modularidad del nodo, además de realizar la conexión eléctrica y mecánica entre los diversos dispositivos de la arquitectura (elementos pasivos y activos, sensores, microcontrolador, etc.). Las conexiones son fijas con el objetivo de estandarizar la arquitectura física del nodo y evitar conflictos.

A continuación se describen cada una de las capas que integran el nodo propuesto.

3.2.1 Sensado

Capa donde se incluyen los sensores encargados de medir los parámetros físicos que son objeto de estudio, es decir, este módulo es el que interactúa con el entorno para medir y proporcionar una señal eléctrica de salida. En la figura 3.2, se muestra la arquitectura genérica de esta capa, indicándose las relaciones que existen entre sus distintos componentes y la forma en que viajan las señales.

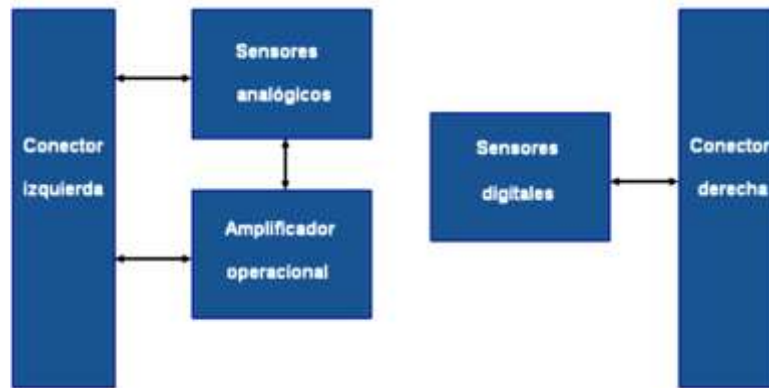


Figura 3. 2. Arquitectura genérica de la capa de sensores

3.2.1.1 Layout

Para el diseño de la capa de sensado, definieron las dimensiones que deberían tener tanto el ancho de pista como el diámetro de las vías con base en la condición de que el ancho de la pista debía ser lo suficientemente fino como para poder trazar todas las conexiones manteniendo la separación entre los elementos, y lo suficientemente amplio como para poder ejecutar las pistas con las herramientas disponibles. En cuanto a las vías, se establecen dos diámetros:

- Diámetro del taladro de la vía: es el diámetro del agujero propiamente dicho. En este caso, la limitación no está impuesta por el diámetro de la broca, sino por la capacidad para lograr una buena metalización en agujeros demasiado pequeños. Por tanto, según la experiencia acumulada en la fabricación de los prototipos por parte del CEI aconseja un diámetro de vía no inferior a 0,5 [mm].
- Diámetro de la corona de la vía: la corona de la vía es la porción de metal que rodea el taladro de la vía, y que permite la conexión eléctrica entre la pista que llega a la vía y la propia vía. Esta debe ser lo mayor posible sin que interfiera en el correcto enrutado de la placa.

Las restricciones impuestas al diseño como las dimensiones de ancho de pista y diámetro de vías se muestran en las Tablas 3.1 y 3.2 (dimensiones en [mm]).

Capas	Pista/ Pista	Pista/ Vía	Pista/ Pad	Vía/ Vía	Vía/ Pad	Vía/ Pad
Top	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4
Bottom	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4	0.4

Tabla 3. 1. Restricciones del *layout* placa de sensado

Característica	Valor
Ancho de pista	0.50
Diámetro de vía	0.60
Diámetro de corona de vía	1.00

Tabla 3. 2. Dimensiones en la placa de sensado

3.2.2 Alimentación

Capa encargada de proporcionar al nodo la energía necesaria para su funcionamiento. Para ello, emplea unos reguladores de voltaje que transforman la alimentación de 5 [V] que recibe de una pila. Como fuente de alimentación se utilizan 3 pilas tipo AA, con las cuales se obtuvieron resultados satisfactorios.

Un nodo puede albergar elementos que operen a diferentes voltajes, por esta razón, la capa de alimentación brinda los voltajes necesarios por medio del regulador LM1117 de *National Semiconductor* que suministra en su versión ajustable un rango de voltajes que se encuentra entre 1,2 [V] a 13,8 [V].

A continuación en la figura 3.3, se presenta la arquitectura de la capa de alimentación.

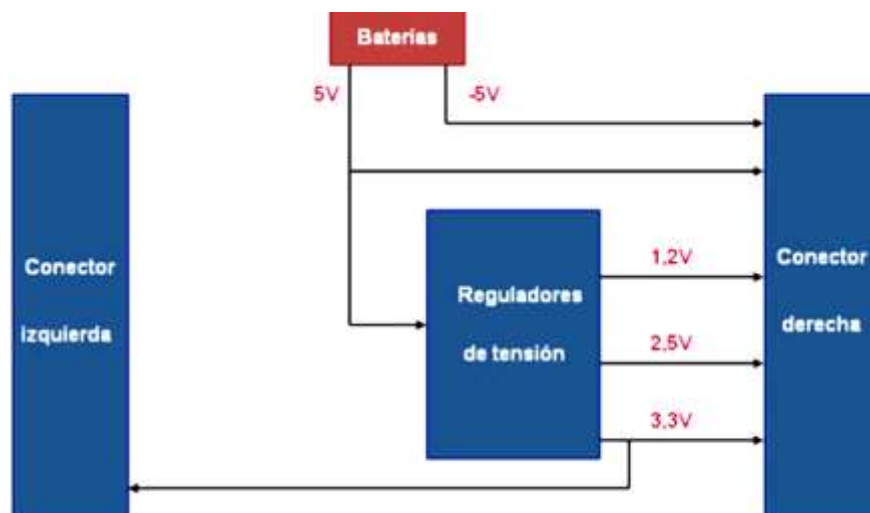


Figura 3. 3. Arquitectura capa de alimentación

3.2.2.1 Layout

Aunque el espacio físico disponible en esta placa no es tan escaso, se imponen restricciones de diseño, ya que al ser una placa con conectores en sus dos caras y en la que todas las señales deben ser pasantes, existe una gran abundancia de vías en la zona de los conectores, lo que exige reducir al máximo posible las distancias (ver tabla 3.3).

Capas	Pista/Pista	Pista/ Via	Pista/ Pad	Via/ Via	Via/ Pad	Via/ Pad
Top	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
Bottom	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2

Tabla 3. 3 Restricciones del layout placa de alimentación [mm]

El tamaño de las pistas se mantiene como en las placas de sensado, pero, las vías son más pequeñas debido a su abundancia en la zona de los conectores (ver tabla 3.4).

Característica	Valor
Ancho de pista	0.50
Diámetro de vía	0.50
Diámetro de corona de vía	0.70

Tabla 3. 4. Dimensiones en la placa de alimentación [mm]

3.2.3 Procesamiento

Esta capa proporciona la inteligencia al nodo sensor y es responsable de tareas como: procesar directamente las señales digitales, convertir las señales analógicas de los sensores a señales digitales apropiadas, controlar las comunicaciones gestionando la búsqueda de nodos vecinos, el establecimiento y ruptura de enlaces, administrar todas las tareas relacionadas con la red y manejar los modos de funcionamiento de ahorro de energía, para prolongar la vida de la pila. Esta capa puede estar compuesta por solo un micro o una FPGA o los dos como se muestra en la figura 3.4.

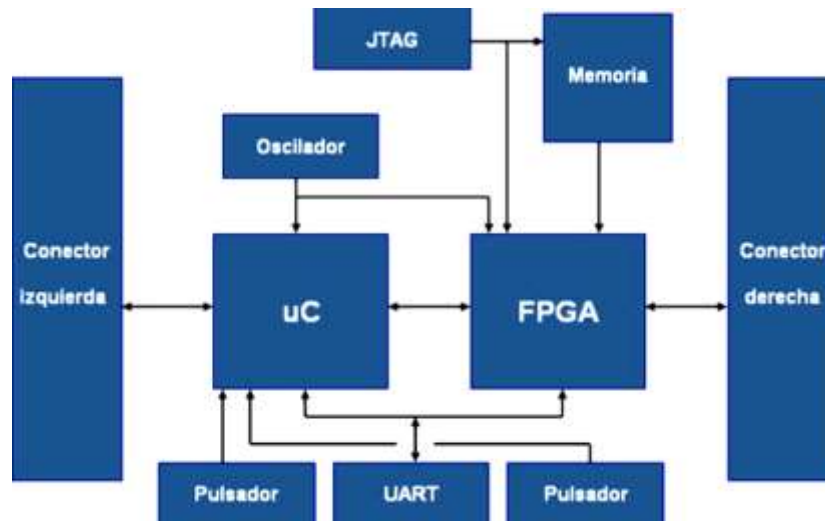


Figura 3. 4. Arquitectura de la capa de procesamiento

A continuación se describen algunos de los componentes de esta capa:

Microcontrolador ADuC831 de Analog Devices, es un microcontrolador programable cuyas características son:

- Núcleo de 8 bits compatible con Intel 8051.
- Periféricos integrados: ADC (conversor analógico-digital) de 8 canales con velocidad de captura de 200 KSPS, 2 DAC (Conversor digital-analógico), 3 Timers y comunicación I2C, SPI y UART¹¹ (Receptor-Transmisor Universal Asíncrono).
- Memoria Flash/EE de programa de 62 KBytes.
- Memoria Flash/EE de datos de 4 KBytes.
- Extensión de 2304 Bytes de memoria RAM para datos.

FPGA Spartan III XC3S200 FPGA, se encarga del procesamiento de las señales de los sensores digitales, tiene una capacidad máxima de 200k puertas lógicas y se programa desde un PC a través del puerto JTAG.

Memoria XCF01S, de Xilinx, se incorpora al diseño para poder mantener configuraciones de la FPGA y programas almacenados en ella, debido a que la memoria en el FPGA es volátil.

Pulsadores KMS de Ittcannon, la característica más sobresaliente de los pulsadores KMS es que se tratan de pulsadores laterales. En el diseño de la placa de procesamiento se tiene en cuenta dos pulsadores; uno de ellos ejecuta el *reset* que actúa sobre el microcontrolador, la FPGA y el módulo bluetooth. Mientras que el otro pulsador, combinado con el *reset* se encargan de establecer el modo de programación para el microcontrolador.

Oscilador CFPS-73 de C-MAC, se encarga de generar la señal de reloj que van a utilizar tanto el microcontrolador como la FPGA. Este funciona a una frecuencia de 12,288 [MHz], la cual es una de las frecuencias de funcionamiento admitidas por el microcontrolador (rango de frecuencias entre 300 [KHz] a 16 [MHz]). Sin embargo, se realizó un cambio a 11,0592 [MHz], dado que la frecuencia anterior ocasionaba un error del 11 % con respecto a la tasa de transferencia de 57600 [baudios] utilizada en el sistema, ocasionando una tasa de error exacta.

3.2.3.1 Layout

La placa de procesamiento es la placa más densa de todo el sistema. En consecuencia las restricciones de diseño son las más estrictas, así el ancho de la pista debe ser lo suficientemente fina como para poder trazar todas las conexiones sin violar las restricciones de distancias entre elementos, y lo suficientemente ancha como para poder ejecutar las pistas con las herramientas disponibles. Por tanto, se seleccionó el diámetro de taladro más pequeño, es decir 0,5 [mm] que garantiza una correcta metalización. En la tabla 3.5, se pueden apreciar las dimensiones impuestas para esta placa.

Característica	Valor
Ancho de pista	0.20
Diámetro de vía	0.50
Diámetro de corona de vía	0.70

Tabla 3. 5. Dimensiones en la placa de procesamiento [mm]

¹¹ El UART es un circuito integrado que transforma datos en paralelo en serie, y se utiliza para las comunicaciones vía puerto serie con el PC.

3.2.4 Comunicación

Esta capa transmite de forma inalámbrica de los datos tomados por los sensores a otro nodo, o a una estación central. El CEI seleccionó la tecnología inalámbrica *Bluetooth*, debido a su velocidad de transferencia de datos (723,2 Kb/s en una dirección), su bajo consumo y al hecho de que opera en la banda de frecuencias ISM de 2,4 [GHz]; que no requiere licencia. Sin embargo, esta tecnología fue reemplazada por un módulo ZigBee ya que este disminuye el consumo de potencia aún más [60]. En la Figura 3.5 se muestra la arquitectura de esta capa, indicándose las relaciones que existen entre sus distintos componentes y la forma en que viajan las señales.

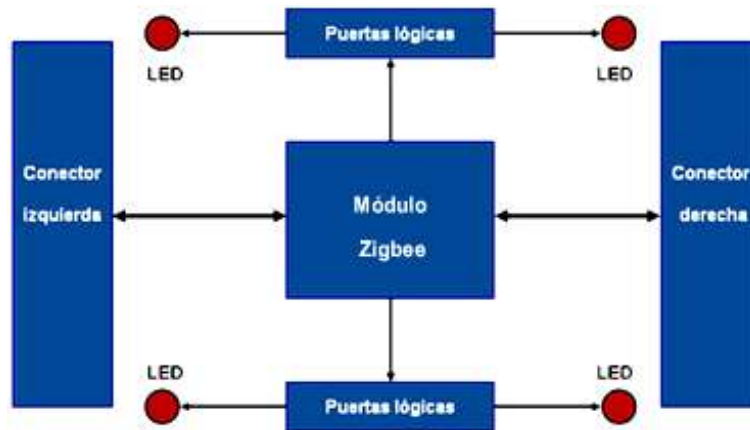


Figura 3. 5. Arquitectura capa de comunicación

El módulo *Zigbee* es implementado con **ETRX2** entre sus características se encuentran consumo de baja potencia, funciona como dispositivo final, *Router* o coordinador, banda de trabajo de 2.4 GHz ISM, tres antenas internas, tasa de datos de 250kb/s, tamaño de 37.75 por 20.5 mm, 128k de memoria flash, 5k bytes de SRAM, soporta encriptación AES-128 y cuatro modos de potencia para extender la vida de la batería. Este módulo se comunica con el módulo de procesamiento a través del puerto UART. El microcontrolador de la capa de procesamiento envía comandos al módulo *ZigBee* para controlarlo y poder comunicarse con la red. Este módulo debe ser alimentado en el rango 2.1 a 3.6 [V], de modo que se emplea como fuente de alimentación 3,3 [V] [60].

Para la realización de este estudio no se cuenta con la información pertinente al diseño del *layout* de la capa de comunicación con el módulo *Zigbee*, debido a que se encuentra en etapa de desarrollo y no se cuenta con la versión final, por tanto, no se efectuó su descripción.

3.2.5 Memoria

La finalidad de la capa de memoria consiste en almacenar los datos obtenidos por los sensores durante el funcionamiento de la red. En diversas aplicaciones el consumo de potencia es una restricción fundamental y más aún cuando es necesaria la transmisión de datos de manera continua pero sin restricciones de tiempo severas. En dichas circunstancias, es necesario el uso de memorias externas que conservan los datos sin necesidad de alimentación, hasta que puedan ser enviados.

En la capa de almacenamiento diseñada, se cuenta con una memoria SRAM y otra FLASH de 4Mbits de capacidad cada una. En la figura 3.6 se muestra la arquitectura de esta capa, indicándose las relaciones que existen entre sus distintos componentes y la forma en que viajan las señales.

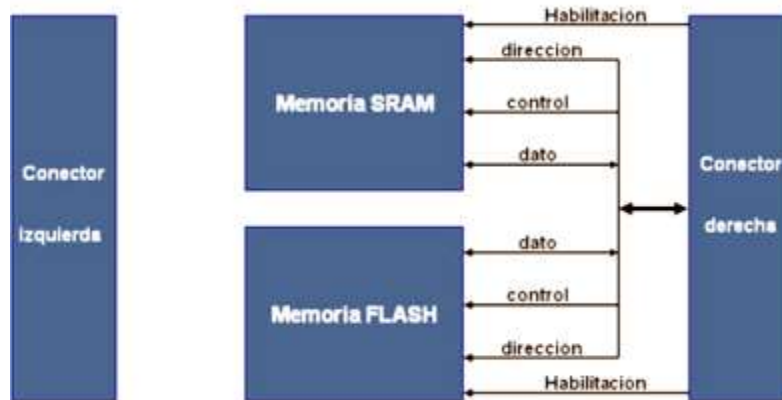


Figura 3. 6. Arquitectura de la capa de almacenamiento

3.2.6 Expansión

La placa de expansión es una placa auxiliar que no va incorporada al nodo definitivo. Su función es la de permitir una mayor facilidad y fiabilidad a la hora de realizar pruebas sobre el resto de las placas. Sólo está compuesta por dos conectores de tipo hembra situados en su cara inferior, y por varias tiras de pines situadas en su cara superior, como se aprecia en la figura 3.7.

Las señales que llegan a los conectores son enviadas a alguno de los pines de la cara superior, quedando perfectamente identificadas y lo suficientemente separadas de otras señales como para poder realizar mediciones con mucha mayor comodidad y seguridad (ver figura 3.8).

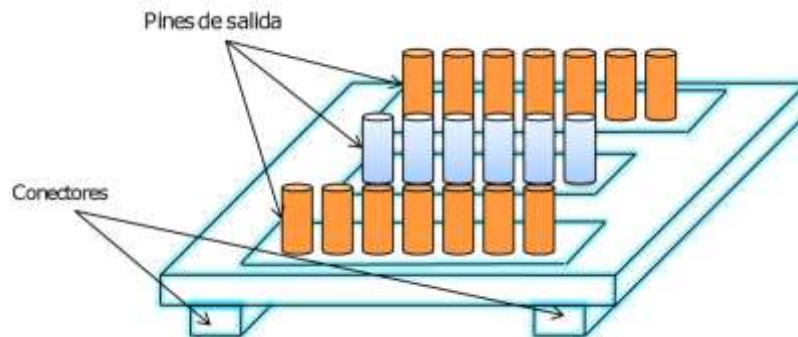


Figura 3. 7. Esquema de la placa de expansión con sus conectores

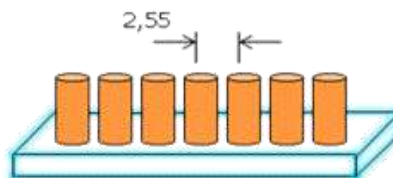


Figura 3. 8. Ristras de pines en la placa de expansión

3.2.7 Conexión de las capas

Las capas mencionadas anteriormente no pueden tener una disposición arbitraria dado que los sensores deben estar en contacto con el exterior, por lo que han de colocarse en uno de los extremos del nodo, por otra parte, la antena de comunicación requiere espacio libre a su alrededor para evitar interferencias y permitir su correcto funcionamiento, por lo que debe ocupar la otra posición extrema del nodo. El resto de capas intermedias pueden colocarse en cualquier orden.

Cada una de las capas se implementa en una placa de circuito impreso (PCB, *Printed Circuit Board*), con un tamaño de 4 x 6 [cm] de área. La dimensión física de los componentes intermedios es de altura máxima de 4,6 [mm] (ver figura 3.9).

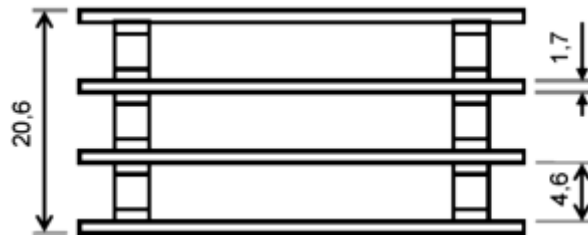


Figura 3. 9. Dimensiones verticales del Nodo [mm]

La interconexión de las distintas capas entre sí se realiza a través de conectores verticales. Estos conectores son de montaje superficial y llevan a cabo la conexión eléctrica y mecánica de cada una de las capas con las adyacentes. Esto permite la distribución de las señales a todos los módulos que integran el nodo. En la figura 3.10 se muestra la huella de los conectores, con las dimensiones del encapsulado, que se utiliza en el diseño de las placas.

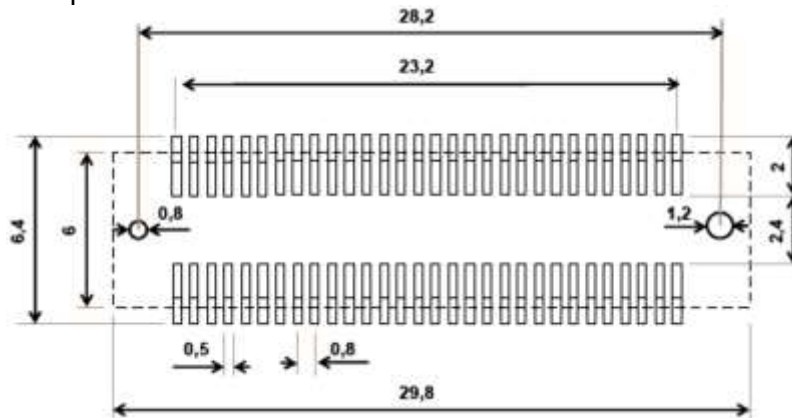


Figura 3. 10. Dimensiones de los conectores [mm]

Para permitir el intercambio y estandarizar el proceso de fabricación, se han tomado ciertas medidas constructivas a la hora de colocar los conectores:

- Los conectores de la cara superior son de tipo macho y los conectores de la cara inferior son de tipo hembra.
- Los dos conectores que pertenecen a una misma cara están orientados en el mismo sentido, de forma que sólo existe una manera de encajar cada módulo con los contiguos. Para simplificar la soldadura, se ha serigrafiado en cada capa la silueta del conector en su posición.

- Los conectores están situados en los extremos de las placas, así en el interior de las mismas habrá una área amplia para ubicar los distintos dispositivos
- La distancia entre los conectores es de 44,65 [mm], esta debe ser la misma en todas las capas para que el intercambio entre ellas sea posible. La posición de los conectores se indica en la figura 3.11.



Figura 3. 11. Posición de los conectores en cada capa

3.2.8 Distribución de las señales

Las señales eléctricas viajan por el nodo a través de los conectores que las distribuyen por las diferentes capas. Estas señales incluyen las alimentaciones que requieren los distintos dispositivos, las señales que representan las medidas físicas de los sensores, las señales procesadas que evalúan estas mediciones, las instrucciones de actuación para el módulo de comunicaciones, etc.

Como se ha mencionado anteriormente, las señales de los conectores son comunes a todo el nodo aunque hay pines de los conectores que no están asignados a ninguna señal del módulo, dichos pines son igualmente pasantes, en previsión de que sí estén conectados a alguna señal en futuras implementaciones de las capas. Por tanto, este criterio de diseño limita el número de capas.

Las señales analógicas y señales digitales simples discurren por el conector izquierdo, ya que pueden ser conectadas directamente al microcontrolador. Por otra parte, las señales digitales complejas están unidas al conector de la derecha puesto que pueden ser controladas por la FPGA.

Esta distribución de las señales analógicas por la izquierda y las digitales por la derecha afecta también a las alimentaciones y masas. La alimentación analógica AVdd (3,3 V) se distribuye por el conector de la izquierda, aunque sólo por sus pines superiores, ya que los elementos que requieren de alimentación analógica son muy pocos. Los demás pines de alimentación principal, DVdd, distribuyen la alimentación digital de 3,3 V.

De igual forma, las alimentaciones de 2,5 [V] y 1,2 [V] (denominadas V2 y V1 respectivamente en los esquemas de conexión) sólo viajan por los conectores de la derecha, puesto que únicamente son necesarias para alimentar a la FPGA. En los conectores de la derecha también se han reservado algunos pines para otras alimentaciones, llamadas V3 de +5 [V] y V4 de -5 [V], que puedan ser necesarias en implementaciones posteriores.

En los nodos se han incorporado tanto elementos digitales como analógicos, por tanto, en todas las placas se han dispuesto dos planos de masa; uno digital y otro analógico. Los planos de masa son independientes para evitar ruidos pero se encuentran conectados por un punto común con la finalidad de compartir la referencia de voltaje. La masa analógica AGND sólo se distribuye por el conector de la izquierda. Los demás pines reservados a masa, denominados DGND, distribuyen la masa digital (ver figura 3.12).

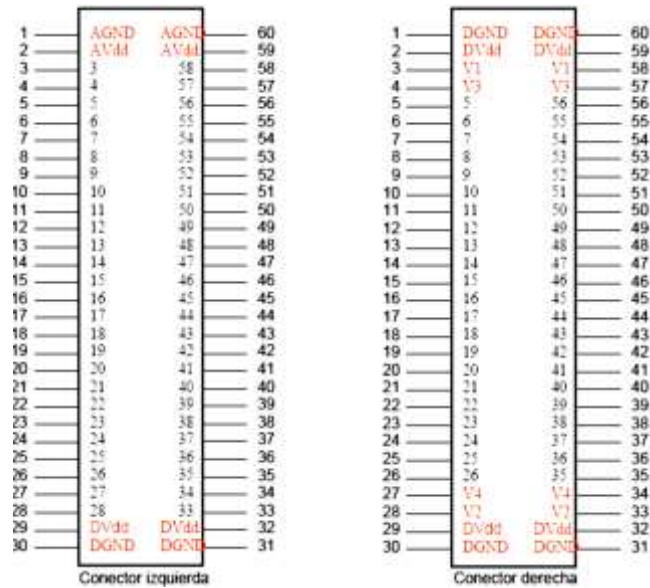


Figura 3. 12. Esquema de señales en los Conectores

3.2.9 Consumo de potencia del nodo

El CEI realizó una serie de pruebas para determinar el consumo del nodo como un todo y cada una de sus capas en términos de corriente, así se obtuvo que el consumo total del nodo de 100-110 [mA/hora] y el consumo por cada capa se presenta en la tabla 3.9.

Módulo	Consumo característico [mA]
Alimentación	40
Procesamiento	30
Comunicación <i>Bluetooth</i>	40
Sensado analógico digital	10-20

Tabla 3. 6. Consumo por capas del nodo CEI

4 MERIS – PLACA DE SENSADO

4.1 INTRODUCCIÓN

En el presente capítulo se tratarán temas de interés dirigidos al desarrollo de la placa de sensado para el proyecto MERIS. Estos temas se encuentran relacionados con la generación de los correspondientes bloques de adaptación *hardware* y *software* para cada uno de los sensores seleccionados en el capítulo dos y el PCB correspondiente a la placa de sensado. A nivel *software*, se presenta el conjunto de diagramas de flujo que constituyen el código de adaptación de las señales eléctricas provenientes de los sensores, junto con la elección del entorno de desarrollo.

En el diseño *hardware* se presentaron inconvenientes en la ubicación de todos los componentes en una sola placa. Por consiguiente, se plantearon tres opciones, la primera, fue realizar el diseño de la placa a cuatro capas, pero esta no es una solución viable desde el punto de vista económico y tecnológico dado que su fabricación se lleva a cabo en el CEI, la segunda, fue dividir la placa en dos PCBs, sin embargo, esta opción fue descartada, al aumentar el número de pines utilizados en el conector izquierdo lo cual limita la adición de nuevas capas al nodo, la tercera fue eliminar el bloque correspondiente a la medición de la presión arterial, esta fue la opción elegida ya que no solo soluciona el problema de ubicación de componentes en una sola placa sino que también permite la ampliación de nodo y principalmente porque este signo vital no es obligatorio dentro de la evaluación realizada para la clasificación del paciente según los organismos de socorro encuestados y el algoritmo START.

No obstante, esta decisión en ningún momento cambia los objetivos establecidos porque se logra la valoración del estado de salud del paciente a través de la frecuencia cardiaca, respiratoria y la saturación de oxígeno en la sangre. Es así como el diseño de la placa de sensado se reduce a una única placa PCB.

4.2 DIAGRAMA EN BLOQUES DE LA PLACA DE SENSADO

La arquitectura modular del nodo CEI permite rediseñar o cambiar capas del nodo para adaptarlo a una aplicación específica. En este caso particular, el diseño de la nueva placa de sensado está constituido por los filtros, amplificadores, el dispositivo encargado de procesar la información proveniente de los sensores seleccionados en el capítulo dos y los conectores asociados a estos.

En la figura 4.1 se pueden identificar los diagramas en bloques inicial y final de la placa de sensado. Así mismo, los módulos FR (Frecuencia Respiratoria), FC (Frecuencia Cardiaca) y PA (Presión Arterial); encargados de adaptar y depurar las señales provenientes de la termocupla, el pulsoxímetro y el piezoeléctrico, respectivamente, además de los bloques de pre-procesamiento y despliegue que son comunes a todo el sistema.

El diagrama final de la placa de sensado (figura 4.1.b) no incluye al módulo PA en su diseño por motivos de: consumo de potencia, necesidad de espacio en la placa de circuito impreso, y la reiteración de los organismos de socorro encuestados (Anexo A) como signo vital no esencial utilizado en el proceso de clasificación del paciente, estas razones se explican con mayor detalle en la sección 4.3.5 problemas presentados en el diseño de la

placa de sensado. Sin embargo, en el diseño *hardware* de la placa se consignan los cálculos efectuados para este módulo.

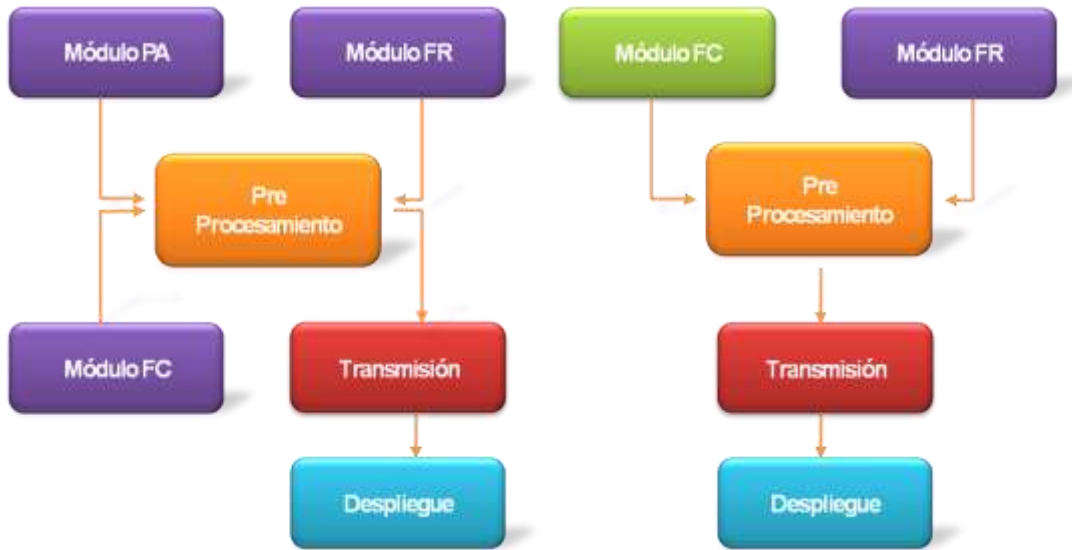


Fig. a. Diagrama inicial

Fig. b. Diagrama final

Figura 4. 1. Diagrama en bloques inicial y final de la placa de sensado

4.3 DISEÑO *HARDWARE* DE LA PLACA DE SENSADO

El diseño *hardware* está asociado a cada uno de los módulos mencionados anteriormente, es así como, en esta sección se presenta una descripción detallada de cada uno de ellos y su respectivo esquemático junto al módulo de pre-procesamiento.

4.3.1 Bloque de pre-procesamiento

Este bloque se encarga de recibir la información proveniente de los sensores, procesarla, y transmitirla a la capa de procesamiento del nodo CEI para ser visualizada a través del bloque de despliegue, por tanto, para efectuar estas tareas se hace uso del microcontrolador MSP430FG439 de *Texas Instruments*, el cual se caracteriza por ser de ultra bajo consumo de potencia al trabajar en modo activo con 300 μ A y en modo *stand-by* con 1.1 μ A. De igual forma, cumple con los requerimientos impuestos por la aplicación en términos de: capacidad de memoria, resolución de los conversores internos Analógico/Digital (ADC) y Digital/Analógico (DAC), manejo interrupciones, modos de trabajo, número de puertos de entrada y salida, y soporte técnico por parte del fabricante [61].

4.3.2 Módulo FC

Para el diseño del módulo de frecuencia cardiaca o módulo pulsoxímetro, con el cual se obtienen los valores de pulso y saturación de oxígeno en la sangre, se cuenta con dos opciones, la primera utiliza *OEM III Module* de la empresa *Nonin*, el cual incorpora un módulo pulsoxímetro en un diseño compacto, con eficiencia de consumo de potencia y capacidad de expandir sus pines de salida, además de garantizar su uso en ambientes de baja perfusión y en movimiento [62]. En la figura 4.2 se ilustra el dispositivo con sus especificaciones técnicas. La segunda, emplea el diseño de un pulsoxímetro denominado

“A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430” de la empresa *Texas Instruments* con base en el microcontrolador MSP430FG437 [63]. Este diseño emplea mínimos componentes externos dado que trata de aprovechar al máximo los módulos internos del microcontrolador tales como el ADC, DAC, UART y el controlador LCD.

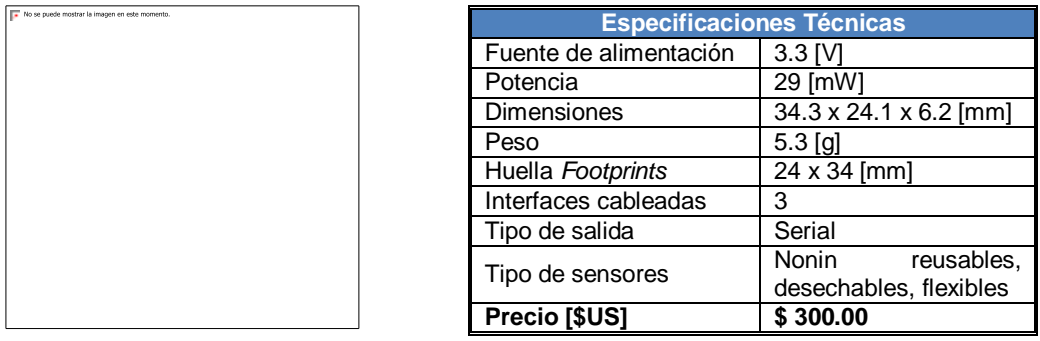


Figura 4. 2. OEM III Module, y especificaciones

De las dos soluciones mencionadas anteriormente se decide optar por la segunda ellas, es decir, la proporcionada por *Texas Instruments* debido a las siguientes razones:

- Económica, el precio de esta solución está alrededor de los 15 dólares en comparación a los 300 dólares de la solución ofrecida por *Nonin*.
- Procesamiento de la información, el microcontrolador seleccionado en el bloque de pre-procesamiento puede utilizarse como sustituto del MSP430FG437, ya que estos dos pertenecen a la misma familia (MSP430xG43x) y su única diferencia radica en que el MSP430FG439 cuenta con mayor capacidad de memoria (30 KB de memoria flash y 1 KB de RAM adicional) en comparación al MSP430FG437 [61]. Por tanto, no es necesario utilizar un dispositivo de procesamiento diferente al seleccionado en el bloque de pre-procesamiento dado que este puede utilizarse como el microcontrolador para el pulsoxímetro y al mismo tiempo encargarse del procesamiento de la las señales provenientes de los demás sensores.
- Mayor documentación con respecto a guías técnicas y bases para el desarrollo de la aplicación.

En un pulsoxímetro, el cálculo de la saturación de oxígeno en la sangre (SaO₂) se basa en la valoración de la luz roja e infrarroja transmitida a través de un lecho vascular cutáneo (dedos o el lóbulo de la oreja) y, en concreto, las variaciones pulsátiles de dicha transmisión haciendo uso de un transductor compuesto por dos diodos emisores de luz y un fotodetector. Uno de los diodos emite luz roja con $\lambda = 660 \text{ nm}$, y el otro, luz infrarroja con $\lambda = 940 \text{ nm}$, longitudes de onda características de la hemoglobina oxigenada (O₂Hb) y la hemoglobina reducida (RHb), respectivamente [64].

El fotodiodo, que para este caso es un diodo PIN, mide la intensidad de luz reflejada, es decir, que no es absorbida por el tejido a cada una de las longitudes de onda. El principio de este funcionamiento se basa en que las características del espectro de absorción de luz de la O₂Hb y la RHb, presentan diferencias que son máximas en la región roja e infrarroja del espectro, por tanto, a una longitud de onda de 660 nm, la luz roja visible se absorbe más por la RHb y, a 940 nm, la luz infrarroja se absorbe más por la O₂Hb (ver figura 4.3) [65].

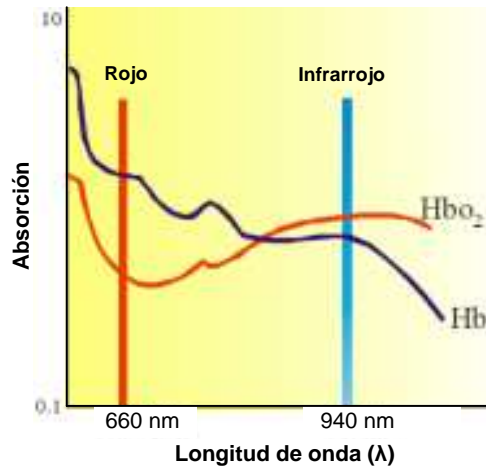


Figura 4. 3. Características de absorción de la hemoglobina oxigenada y reducida.

La saturación funcional de hemoglobina, relaciona las concentraciones de la O₂Hb y RHb de la siguiente manera:

$$SaO_2 = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + RHb} \quad (1)$$

La absorción de la luz se divide en un componente pulsátil, señal AC (*Altern Current* – Corriente Alterna) relacionado con la sangre arterial pulsátil que refleja su nivel de saturación y un componente no pulsátil, señal DC (*Direct Current* – Corriente Directa) relacionado con el lecho del tejido, incluidas la sangre venosa y capilar, y la sangre arterial no pulsátil. El microprocesador del pulsoxímetro determina primero la componente AC como resultado de la absorción de cada longitud de onda y divide este valor por el correspondiente componente DC para obtener una relación de absorción añadida por cada pulsación (R), la cual es una función no lineal pero reproducible de la saturación de oxígeno de la sangre arterial, ecuación 2 [63] [66].

$$R' = \frac{\log(I_{ac})\lambda_1}{\log(I_{ac})\lambda_2} ; SaO_2 \propto R' \quad (2)$$

Donde λ_1 y λ_2 , representan las dos longitudes de onda utilizadas.

La medición de la frecuencia cardiaca se deriva del conteo de número de muestras presentes en tres pulsos y teniendo en cuenta una tasa de muestro de 500 muestras por segundo.

$$Frecuencia\ cardiaca\ por\ minuto = \frac{500 * 60}{\left(\frac{Contador\ de\ muestras}{3}\right)} \quad (3)$$

Por consiguiente, para efectuar la medida del pulso y la saturación de oxígeno en la sangre, el módulo FC se divide a su vez en los siguientes sub-módulos:

- Punta de prueba.
- Generador de pulsos.
- Acondicionamiento de la señal del diodo PIN.

A continuación se presenta el diagrama en bloques para el pulsoxímetro (ver figura 4.4).

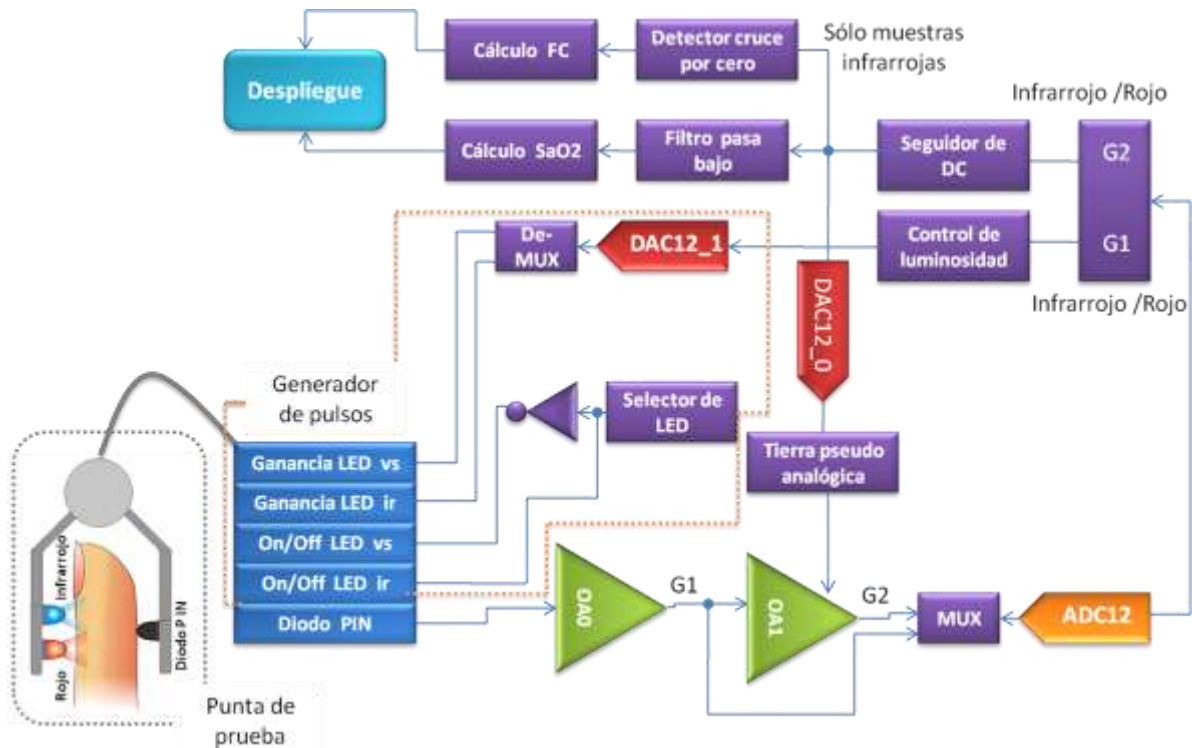


Figura 4. 4. Diagrama en bloques del sistema para el pulsoxímetro

Los dos LEDs son multiplexados en el tiempo a 500 veces por segundo, con lo cual, el diodo PIN es excitado alternadamente por cada fuente de luz LED. La señal del diodo PIN es amplificada por los amplificadores operacionales OA0 y OA1, después esta se pasa por el ADC de 12 Bits para ser muestreada, y dividida en las componentes rojas e infrarrojas. Finalmente, el nivel de saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca son desplegadas.

Entre los sub-bloques más significativos utilizados para el diseño del pulsoxímetro se encuentran [63]:

4.3.2.1 Punta de prueba

La punta de prueba o “finger clip” seleccionada ha sido “8000AA – Adult Finger Clip” de *Nonin*. Sin embargo, en el desarrollo del proyecto se optó por su fabricación a partir de los LEDs rojo (660 nm, BL-23G) [67], infrarrojo (940 nm, EL23G) [68], y PIN (HPI23G) [69], de la empresa *Kodenshi*, ya que son diodos de alta velocidad de conmutación, con bajas pérdidas, y están contemplado en el diseño del pulsoxímetro propuesto por *Texas Instruments*. Además, de los elementos mencionados anteriormente, se utilizaron materiales comunes como: un gancho de ropa, un forro protector y cable *ribbon* (ver figura 4.5). La fabricación de la “versión casera” del clip obedeció a limitaciones económicas.



Figura 4. 5. Versión económica de la punta de prueba

4.3.2.2 Generador de Pulsos

Este sub-bloque es utilizado para controlar la potencia de los LEDs rojo e infrarrojo y el proceso de activación/desactivación de cada uno de ellos a través de los puertos P2.2, P2.3, y los pines 5 y 10 del microcontrolador.

El circuito controlador de LEDs se encuentra multiplexado en el tiempo. En él existen dos LEDs conectados espalda con espalda en la punta de prueba, utilizando la configuración de puente-H para activarlos (ver figura 4.6). Adicionalmente, el Conversor Digital/Análogo (DAC) cero, controla la corriente a través de los LEDs y en consecuencia el nivel de luz emitida. Por otra parte, los puertos Port2.3 y Port2.2 son controladores complementarios al circuito.

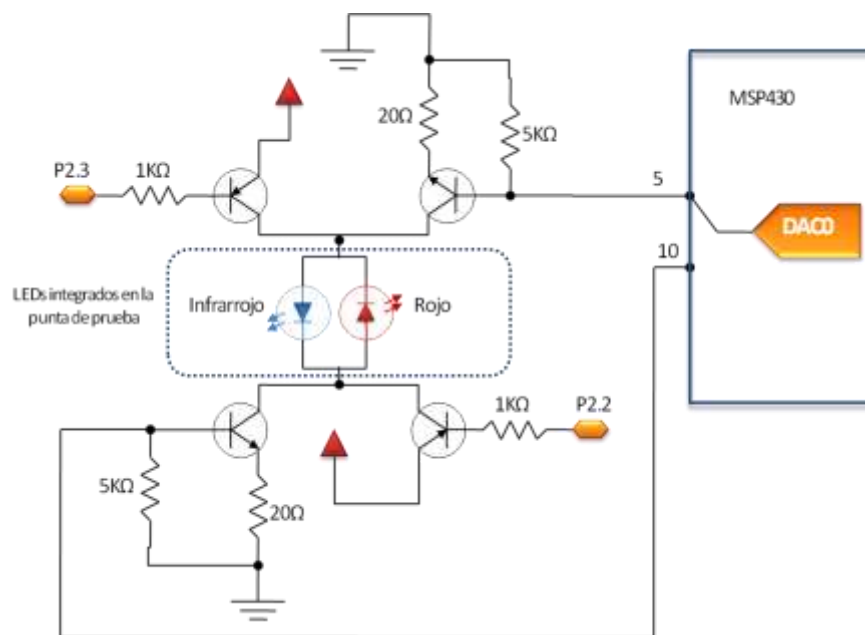


Figura 4. 6 Circuito controlador LEDs

4.3.2.3 Muestreo y acondicionamiento de la señal del diodo PIN

Este sub-bloque está conformado por los filtros y amplificadores, que muestrean y acondicionan la señal proveniente de del diodo PIN para identificar las componentes AC y DC de la señal sensada cuando uno de los dos LEDs ha sido activado.

El diodo PIN genera una corriente al recibir luz (ver figura 4.7), esta señal es amplificada por medio de un OA0 y está constituida por: una componente DC de alrededor de 1V generada por los tejidos del cuerpo vinculados a una menor oxigenación por ejemplo huesos y dispersión de la luz, y una pequeña componente AC de alrededor de 10mV pico a pico resultado de la modulación de la luz por las partes del cuerpo vinculadas al oxígeno como las arterias, más el ruido de la luz ambiental y de la red eléctrica presente a 50/60 Hz.

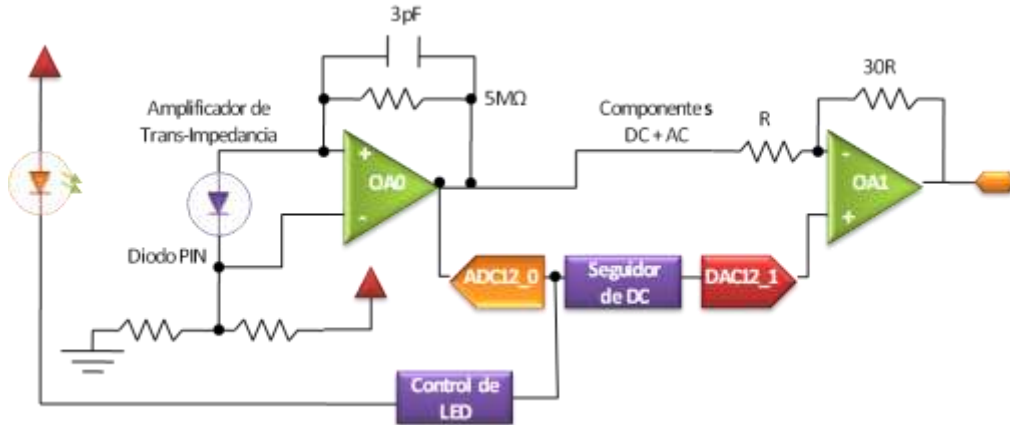


Figura 4. 7 Entrada del circuito y control de LEDs.

La extracción y amplificación de la componente AC es realizada a través de una segunda etapa por medio de OA1. El filtro rastreador DC extrae dicha componente de la señal, la cual es utilizada como una entrada offset para OA1. Así el OA1 amplificaría solamente la diferencia de las señales entre sus dos terminales, componente AC, y la componente DC es efectivamente filtrada.

4.3.2.3.1 Acondicionamiento de la señal AC

En este acondicionamiento es importante realizar un adecuado manejo de la información transportada por la señal AC dado que esta se encuentra asociada con el transporte de oxígeno y permite realizar los cálculos de pulso y saturación de oxígeno en la sangre. Para este fin, la salida del OA1 es muestreada por medio del ADC a 1000 mps (muestras por segundo) alternando entre el LED rojo e infrarrojo. Por consiguiente, cada señal de LED es muestreada a 500 mps (ver figura 4.8).

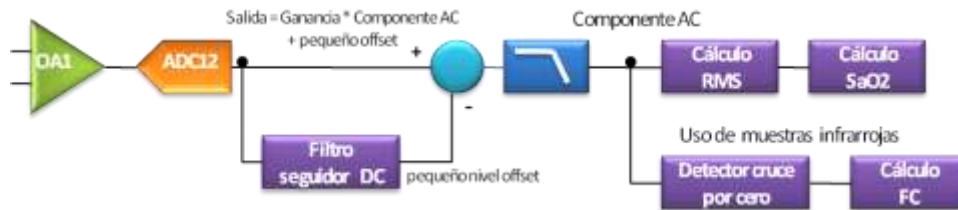


Figura 4. 8. Diagrama en bloques para el acondicionamiento AC

Dado que la componente DC debe ser removida a la salida del OA1 se utiliza un seguidor de nivel DC en lugar de un filtro digital pasa alto, ya que la frecuencia de corte requerida es muy baja. El DC es entonces sustraído de la entrada del OA1 para suministrar una señal digital AC confiable.

Finalmente, la señal muestreada se filtra de forma digital con el objetivo de remover el ruido ambiental a 50 Hz y frecuencias superiores a través de un filtro pasa bajo con una frecuencia de corte a 6 Hz y -50 dB de atenuación a frecuencias superiores a 50 Hz. Siendo en esta etapa la señal semejante a la pulsación del ritmo cardiaco a través de las arterias.

4.3.2.3.2 Filtro seguidor de DC

El modo de trabajo del filtro seguidor de DC es con realimentación dado que este adiciona una pequeña porción de la diferencia entre el valor de su entrada y su ultimo valor de salida a la nueva señal de salida. Si se presenta un cambio en la entrada, la salida cambia automáticamente tratando de seguirla durante un periodo de tiempo, siendo la tasa de cambio controlada por el coeficiente K (solucionado de forma experimental).

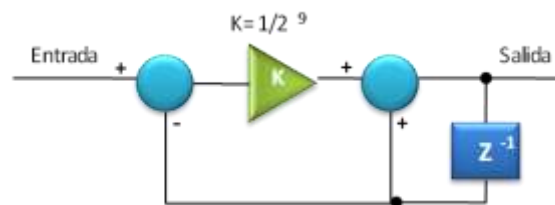


Figura 4. 9. Diagrama en bloques del filtro seguidor de DC

Así, si la entrada contiene una componente AC y DC, el coeficiente K es lo suficientemente pequeño para generar un tiempo relativamente constante a la frecuencia de la componente AC para que a lo largo del tiempo dicha componente sea cancelada a la salida a través de procesos acumulativos y la salida siga únicamente la componente DC de la entrada. Por lo tanto, para asegurar este proceso existe un rango de tiempo lo suficientemente dinámico donde el cálculo se efectúa a doble precisión, aunque los 16 bits más significativos son utilizados.

A continuación se ilustra en la figura 4.10 el esquemático del módulo FC

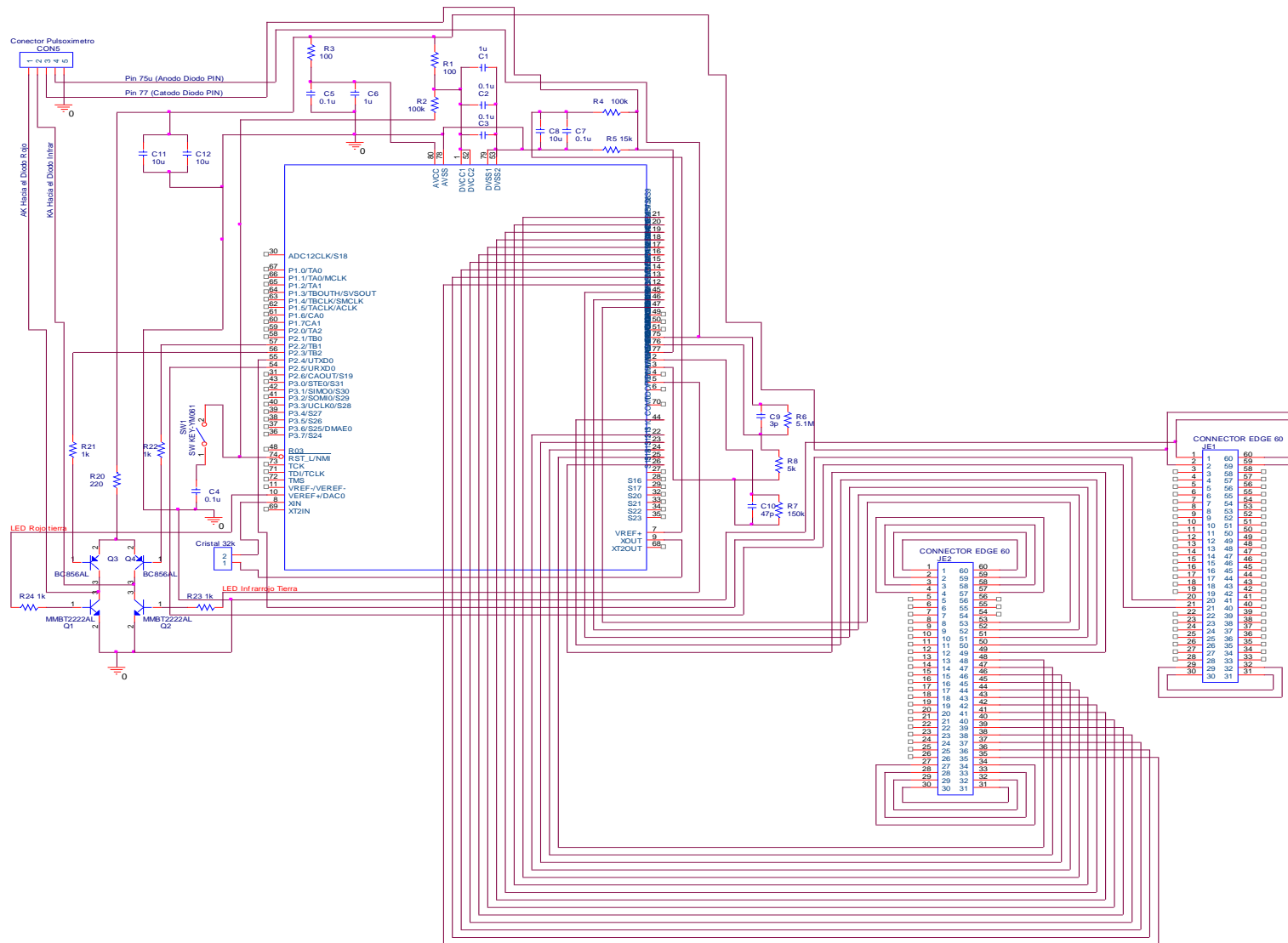


Figura 4. 10. Esquemático del módulo FC

4.3.3 Módulo FR

El módulo de frecuencia respiratoria (FR), está conformado por el sensor “Thermal airflow” y los bloques de filtrado, acondicionamiento de la señal, pre-procesamiento y despliegue (ver figura 4.11).



Figura 4. 11. Diagrama en bloques del módulo FR

A continuación, se presentan los cálculos y dispositivos a utilizar en cada una de las etapas.

4.3.3.1 Filtrado y Amplificación de la señal

El amplificador seleccionado para el proyecto es el TLV2254 desarrollado por la empresa *Texas Instruments* dado que es de muy bajo consumo de potencia (34 μA por canal) y ruido. Además, soporta un amplio rango de valores para su alimentación de 2.7 a 8 VDC [70], donde se ha elegido el valor de 3.3 VDC para su alimentación.

En la figura 4.12 se presenta el esquemático de esta etapa compuesto por tres bloques donde los dos primeros conforman la etapa de amplificación de la señal y el tercer bloque la etapa de filtrado.

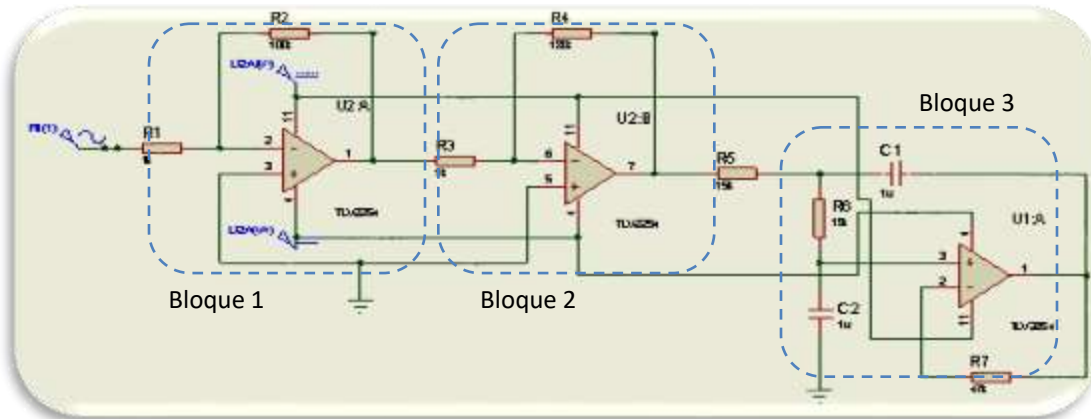


Figura 4. 12. Etapa de filtrado y amplificación en el módulo FR

Los bloques uno y dos suministran una ganancia del orden de 100 y 180 veces, respectivamente (ver figura 4.13). Estos bloques de amplificación se encuentran en la configuración de amplificador con retroalimentación negativa, por tanto, su ganancia está dada por la ecuación 4.

$$Ganancia = \frac{R2}{R1} \quad (4)$$

Donde R2 y R1, son respectivamente las resistencias de retroalimentación y entrada al amplificador. Asumiendo, R1 igual a 1 KΩ para las dos etapas y reemplazando en la ecuación (4), se obtiene R2 = 100 KΩ para la primera etapa, y R2 = 180 KΩ para la segunda etapa.

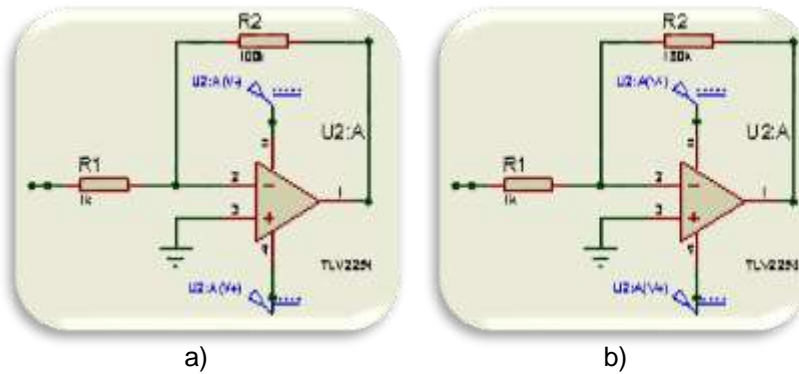


Figura 4. 13. Bloques de amplificación, a) etapa con Av=100, b) etapa con Av=180

El tercer bloque, está constituido por un filtro Butterworth pasa bajos de sexto orden que se alimenta de una fuente de 3V y -3V, figura 4.14, diseñado especialmente para hacer más selectiva la banda de frecuencias, permitiendo el paso de señales que se encuentren por debajo de los 10Hz. Este filtro se selecciono debido a que durante el proceso de simulación presento el mejor comportamiento durante el rechazo a las bandas de frecuencias no deseadas, además de generar una buena respuesta en frecuencia y amplitud, Anexo C.

La función de transferencia de este filtro es la siguiente,

$$\frac{V_o}{V_{in}} = \frac{H \frac{1}{R_5 R_6 C_1 C_2}}{s^2 + s \left[\left(\frac{1}{R_5} + \frac{1}{R_6} \right) \frac{1}{C_2} + \frac{(1-H)}{R_6 C_2} \right] + \frac{1}{R_5 R_6 C_1 C_2}} \quad (5)$$

Ahora se elige C1 y R7, ya con estos valores se pueden calcular el resto de componentes. Con el valor seleccionado de C1 se puede deducir las siguientes variables.

Si H = 1, $\omega = 2\pi f$, C1 = 1μF, α = 2.

$$K = 2\pi F_0 C_1 \quad (6) \qquad m = \frac{\omega^2}{4} + (H - 1) \quad (7)$$

$$K = 2\pi(10Hz)1\mu F = 0.000062 \qquad m = 986.965056$$

$$C_2 = m C_1 \quad (8) \qquad R_5 = \frac{2}{\alpha K} \quad (9)$$

$$C_2 = 986.965056 \text{ mF} \qquad R_5 = 15K$$

$$R_6 = \frac{\alpha}{2mK} \quad (10)$$

$$R_6 = 15k$$

Ahora con el valor elegido para R7, se puede encontrar R8.

$$R8 = \frac{R7}{(H - 1)} \approx \infty \quad (11)$$

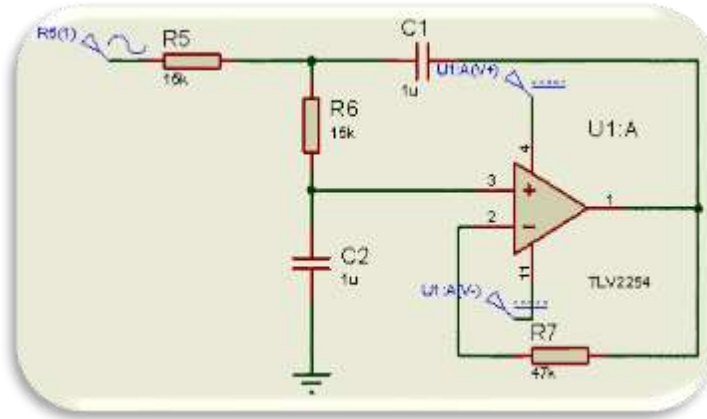


Figura 4. 14. Filtro pasa bajos

En la figura 4.16 se presenta el esquemático del módulo FR.

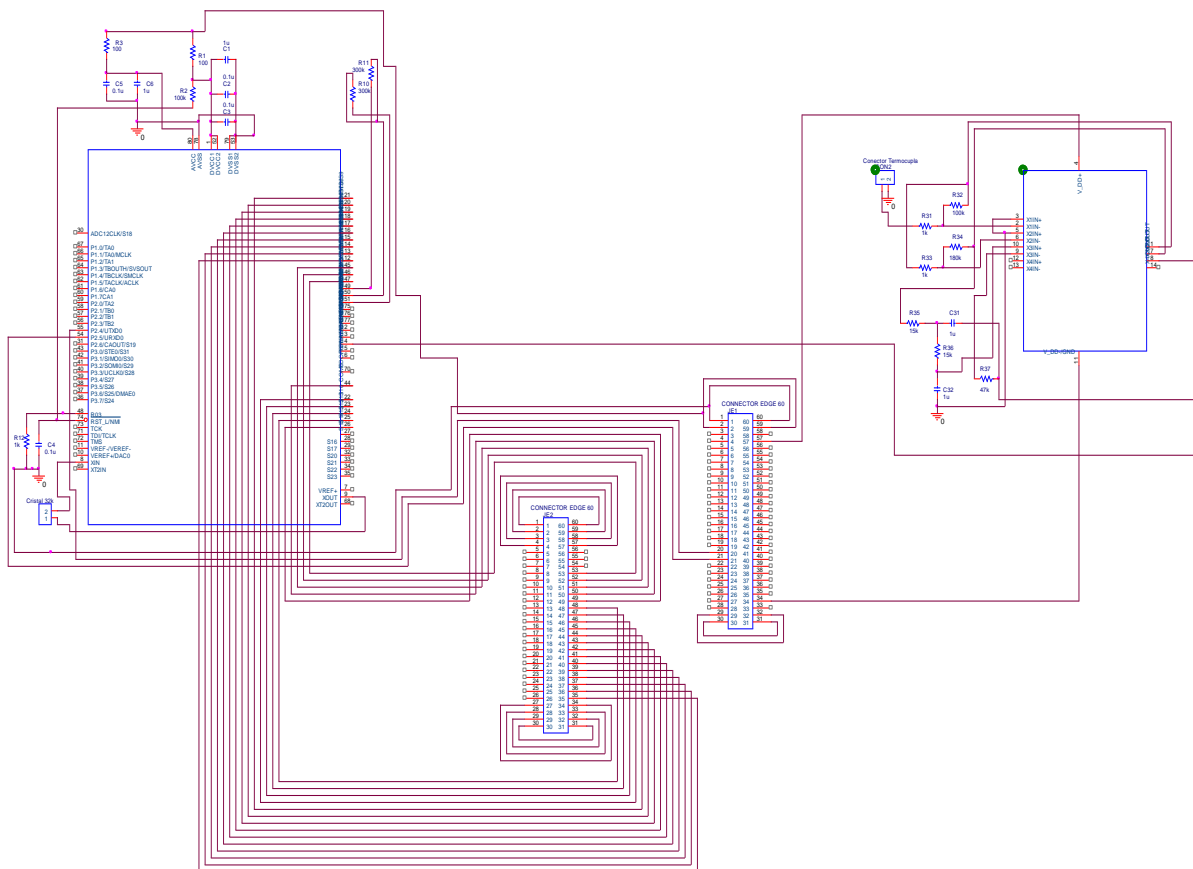


Figura 4. 15. Esquemático del módulo FR

4.3.4 Módulo PA

En la figura 4.17, se presenta el diagrama en bloques diseñado para el módulo de presión arterial, el cual está compuesto por un sensor piezoeléctrico tipo SDT1-028K, y una etapa de filtrado y acondicionamiento de la señal que a su vez consta de dos filtros; un pasa banda de 0.5-10 Hz y un pasa alto de 0.1 Hz, y un amplificador de carga que transforma las variaciones de la carga en variaciones de tensión.

El módulo PA se constituye por un único elemento sensor y su etapa de acondicionamiento de la señal, dado que se pretende realizar la correlación entre la señal de pulso proveniente del pulsoxímetro y la generada por el piezoeléctrico para obtener la valoración de la presión arterial a través de la técnica PTT (*Pulse Transit Time* - Tiempo de Transición entre Pulsos). La finalidad de esta propuesta es reutilizar elementos que son útiles en la placa de sensado y administrar efectivamente el espacio presente en la placa, ya que de no ser así el módulo PA estaría constituido por dos sensores piezoeléctricos y dos bloques de filtrado y acondicionamiento de la señal.



Figura 4. 16. Diagrama en bloques del módulo PA

A continuación, se presentan los cálculos y dispositivos a utilizar en la primera etapa.

4.3.4.1 Filtrado y amplificación de la señal

Esta etapa se conforma por tres bloques (ver figura 4.18). El primero, figura 4.19, transforma las variaciones de carga en variaciones de tensión y filtra las señales que se encuentran en el rango de 0.5-10 Hz, utilizando un amplificador de carga, basado en el modelo de corriente del sensor para que la impedancia de entrada sea mucho menor que la de salida, es decir, para que el amplificador reciba el máximo de corriente. El segundo, filtra la señal *offset* ocasionado por la red T del primer bloque y actúa como un seguidor de voltaje que aísla la fuente de voltaje de la carga. Finalmente, el tercero, incrementa la señal 100 veces mediante un amplificador inversor [71].

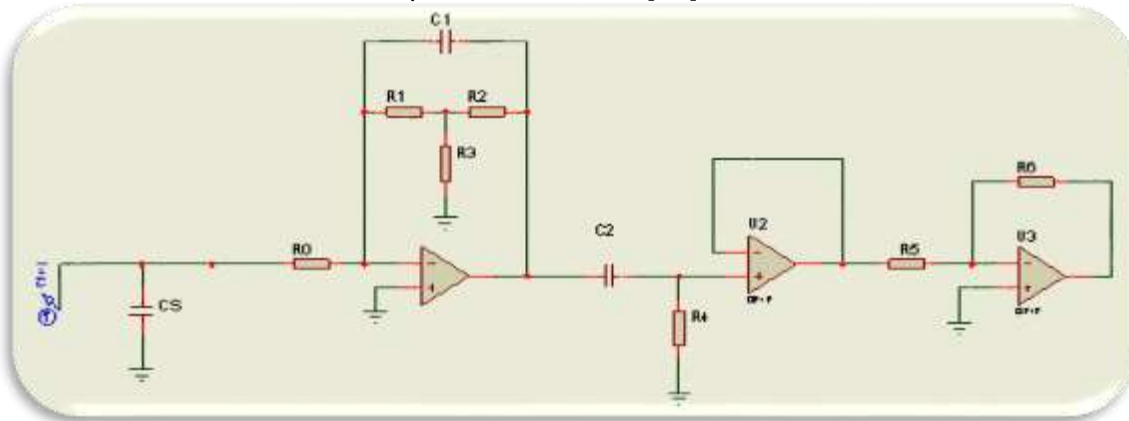


Figura 4. 17. Etapa de filtrado y amplificación en el módulo PA

Los cálculos pertinentes para encontrar el valor de los componentes utilizados en el primer bloque, se presentan a continuación:

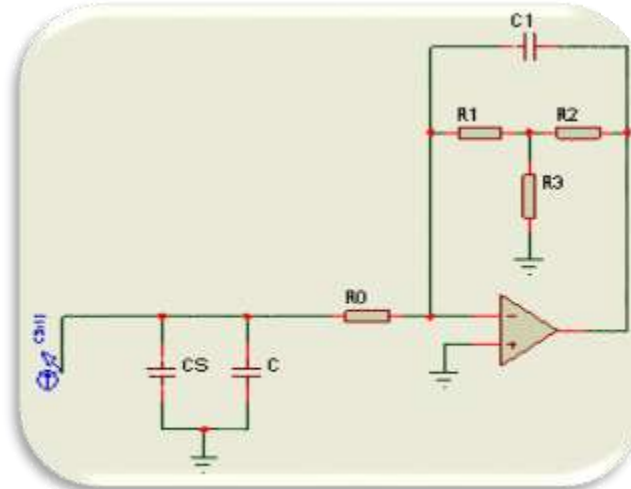


Figura 4. 18. Amplificador de carga

Considerando A_d la ganancia en lazo abierto del amplificador operacional y C la capacitancia del cable, la tensión de salida de esta etapa sería.

$$V_o = \frac{q_s}{C_1 + \frac{C + C_1}{A_d}} \quad (12)$$

A bajas frecuencias $A_d \gg 1$, por lo que se puede aproximar,

$$V_o = \frac{q_s}{C_1} \quad (13)$$

Ahora la sensibilidad no dependerá del cable. Esta aproximación únicamente es válida a bajas frecuencias. Para el resto de frecuencias, la función de transferencia es:

$$\frac{V_o(s)}{Q_s(s)} = \frac{-1}{C_o} \frac{sRfC_1}{1 + sRfC_1} \quad (14)$$

Fijando el valor de C_1 en 470nF y sabiendo que la constante de carga eléctrica del piezoeléctrico es $q_s = d_{33} = -33\text{pC/N}$, reemplazando en la ecuación (13), la sensibilidad del circuito es:

$$V_o = \frac{q_s}{C_s} = \frac{-33\text{pC/N}}{470\text{pF}} \approx -\frac{70\text{mV}}{\text{N}} \quad (15)$$

Esta primera etapa, además parte de fijar la sensibilidad del circuito, también limita el ancho de banda entre los $0,5\text{ Hz}$ a 10 Hz para eliminar el offset y la interferencia a 50 Hz . Por un lado, la capacitancia del sensor forma un filtro pasa bajo con R_o por lo que su valor deberá ser:

$$R_o = \frac{1}{2\pi(1,52\text{nF})(10\text{ Hz})} \approx 10\text{M}\Omega \quad (16)$$

A su vez, el condensador (C1) y la resistencia de realimentación forman un filtro pasa alto, por lo que la resistencia Rf será:

$$R_f = \frac{1}{2\pi(470 \text{ pF})(0,5 \text{ Hz})} \approx 750 \text{ M}\Omega \quad (17)$$

Al tratarse de un valor de resistencia muy elevado, se decide poner una red en T, a pesar de que esto introduce más error de offset y ruido al sistema, por tanto, para contrarrestar estas irregularidades se adicionan etapas de filtrado.

$$R_f = R1 \left(\frac{R3}{R2} + 1 \right) + R3 \quad (18)$$

En el bloque 2, está compuesto por dos sub_bloques, el primero es un filtro pasa alto con el fin de compensar los efectos de offset causados por la red en T.

$$f_2 = \frac{1}{2\pi C_2 R_4} = \frac{1}{2\pi(22 \mu\text{F})(75 \text{ k}\Omega)} \approx 0,1 \text{ Hz} \quad (19)$$

El segundo, es un seguidor de voltaje que aísla la fuente de voltaje de la carga, el cual provee una ganancia unitaria como se observa en la ecuación (20).

$$V_o = V_i \left(1 + \frac{R2}{R1} \right) = V_i, \text{ dado que } R2 = 0 \quad (20)$$

El bloque 3 (figura 4.20) es un amplificador inversor que funciona como amplificador de voltaje de ganancia de 100 veces debido a que R6 es igual a 10MΩ y R5 igual a 100kΩ. Elegimos este valor de ganancia porque, el amplificador de carga produce una pequeña atenuación de la señal.

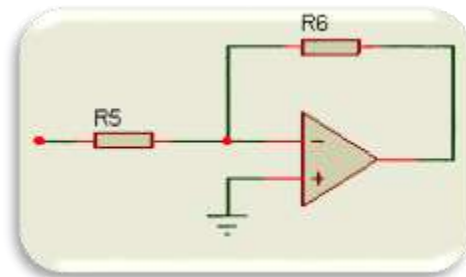


Figura 4. 19. Amplificador de Voltaje

A continuación en la figura 4.21 se presenta el esquemático para el módulo PA (piezoeléctrico).

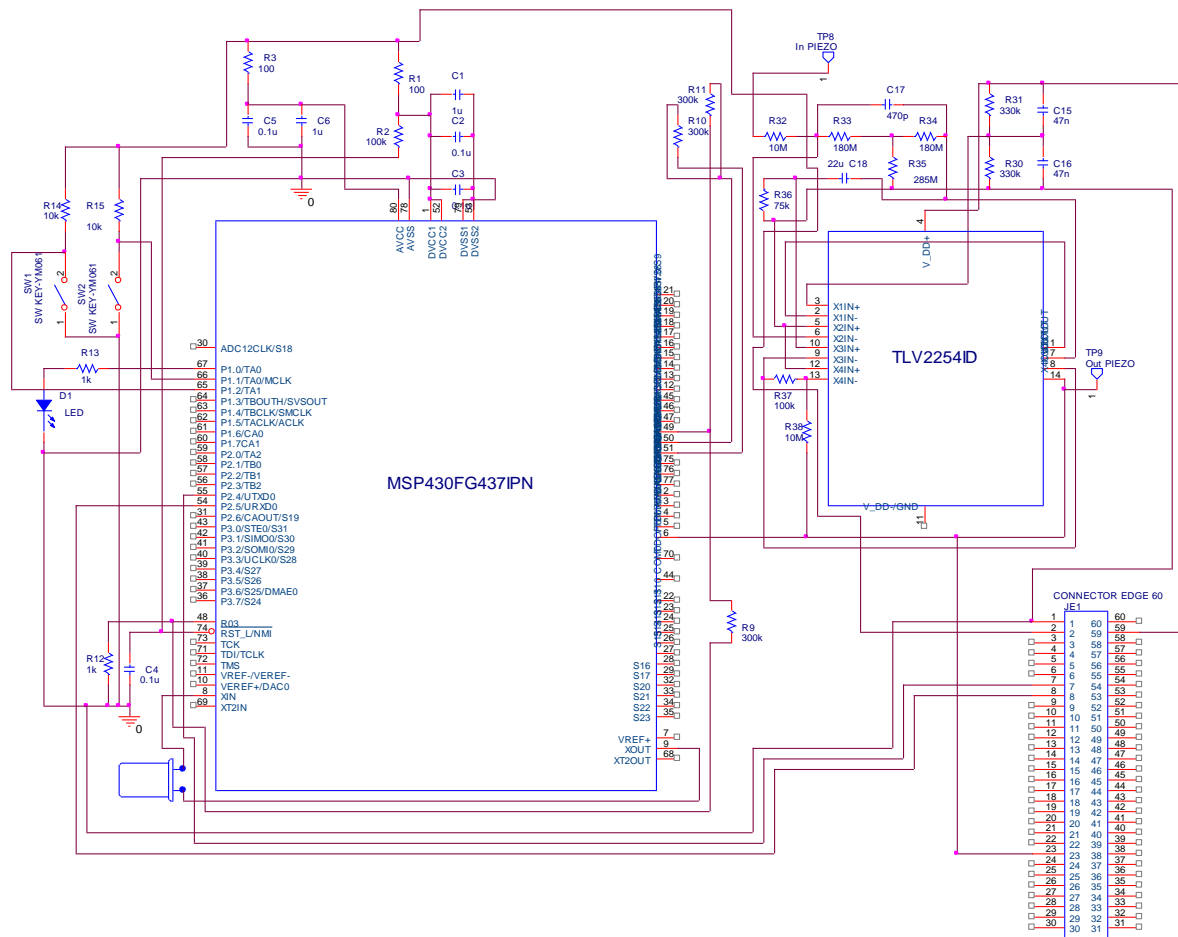


Figura 4. 20. Esquemático del módulo PA

4.3.5 Bloque de despliegue

Este bloque está constituido por un computador de escritorio, el cual va permitir visualizar la información del paciente en cuanto a sus signos vitales; frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno en la sangre, además de identificar su prioridad de atención (clasificación) con base en las etiquetas rojo, amarillo, o verde que hacen referencia a una atención inmediata, urgente, o tardía, respectivamente. La finalidad de hacer uso del computador como bloque de despliegue obedece a dos razones, la primera, la comunicación entre la placa de sensado y de procesamiento en el nodo CEI (Centro de Electrónica Industrial) se realiza de forma serial, por tanto, el computador permitiría visualizar la información transmitida por la placa de sensado, y la segunda, al proponer el MSP430 como bloque de pre-procesamiento para la placa de sensado el CEI lo selecciona como el nuevo dispositivo a integrar la placa de procesamiento que se comunica de forma serial con la de comunicación (módulo ZigBee) [60].

4.3.6 Bloque de transmisión

Está encargado de transmitir la información previamente procesada por el microcontrolador MSP430 de la placa de sensado al bloque de despliegue a través del puerto serie (ver figura 4.21). En la implementación de este bloque se utilizó el circuito integrado MAX3221 de la empresa *Texas Instruments*, dado que opera a 3.3 [V], trabaja a velocidades por encima de los 250 kbit/s y funciona como transmisor-receptor [72]. Este dispositivo se encarga de adecuar los niveles de voltaje CMOS (3 V) entregados por el MSP430 y los transforma en niveles TTL que son los utilizados por el puerto serial.



Figura 4. 21. Bloque de transmisión MSP430/Computador

En la figura 4.22, se presenta el esquemático del bloque de transmisión.

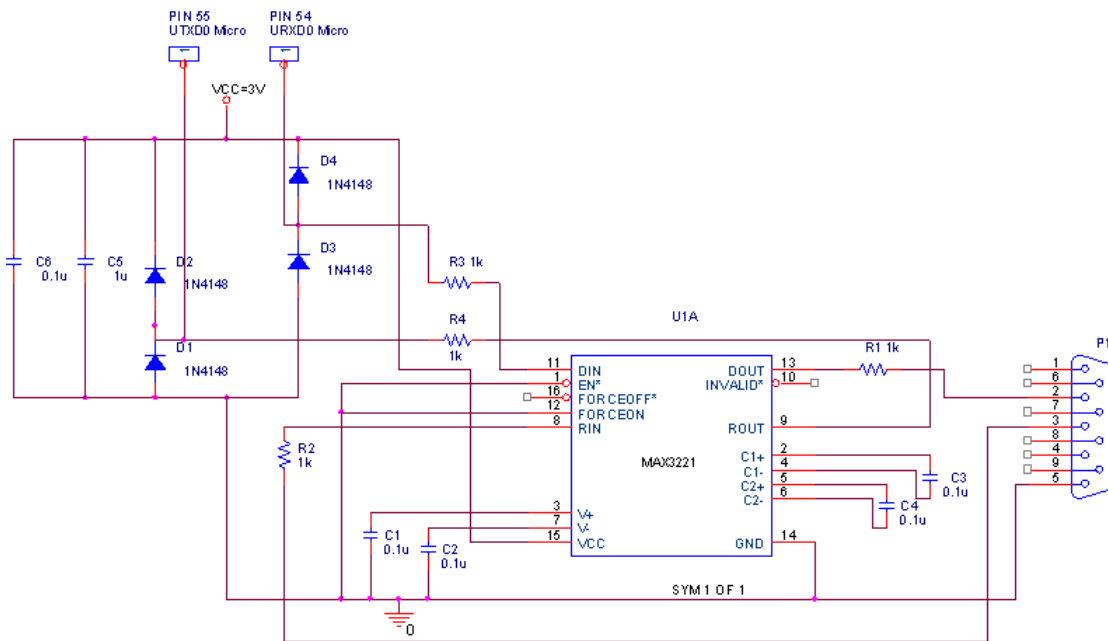


Figura 4. 22. Esquemático del Bloque de transmisión

4.3.7 Problemas presentados en el diseño de la placa de sensado

Una vez identificados los componentes para cada uno de los módulos, se procedió a su ubicación en la placa PCB mediante la herramienta *Layout plus* del paquete Orcad 9.1. No obstante, durante su proceso, ésta ubicación fue cada vez más dispendiosa debido al manejo del espacio establecido para cada una de las placas del nodo. Además, dado al manejo de únicamente dos capas (TOP y BOTTOM), no fue posible la ubicación de todos los componentes que integrarían la placa de sensado.

Es así como, se plantearon tres soluciones: diseño del circuito a más de dos capas, implementación de dos placas PCB, ó la eliminación de un módulo de la placa de sensado. La primera de ellas, diseño del circuito a más de dos capas, fue descartada, dado que implicaría una mayor inversión económica en su proceso de fabricación, sumada a que el número de capas que manejan en el CEI (Centro de Electrónica Industrial) son únicamente dos, la TOP y la BOTTOM.

La segunda solución, implementación de dos placas PCB que conformarían la placa de sensado, representa una opción más apropiada en cuanto a ubicación de los componentes y esto se puede observar en los esquemáticos (figuras 4.22 y 4.23) y PCBs (figuras 4.24 y 4.25) respectivos a cada una de las ellas pero limita la expansión del nodo de forma vertical al ser los conectores comunes y pasantes a cada una de las placas del nodo CEI. Además, de aumentar las dimensiones finales del nodo.

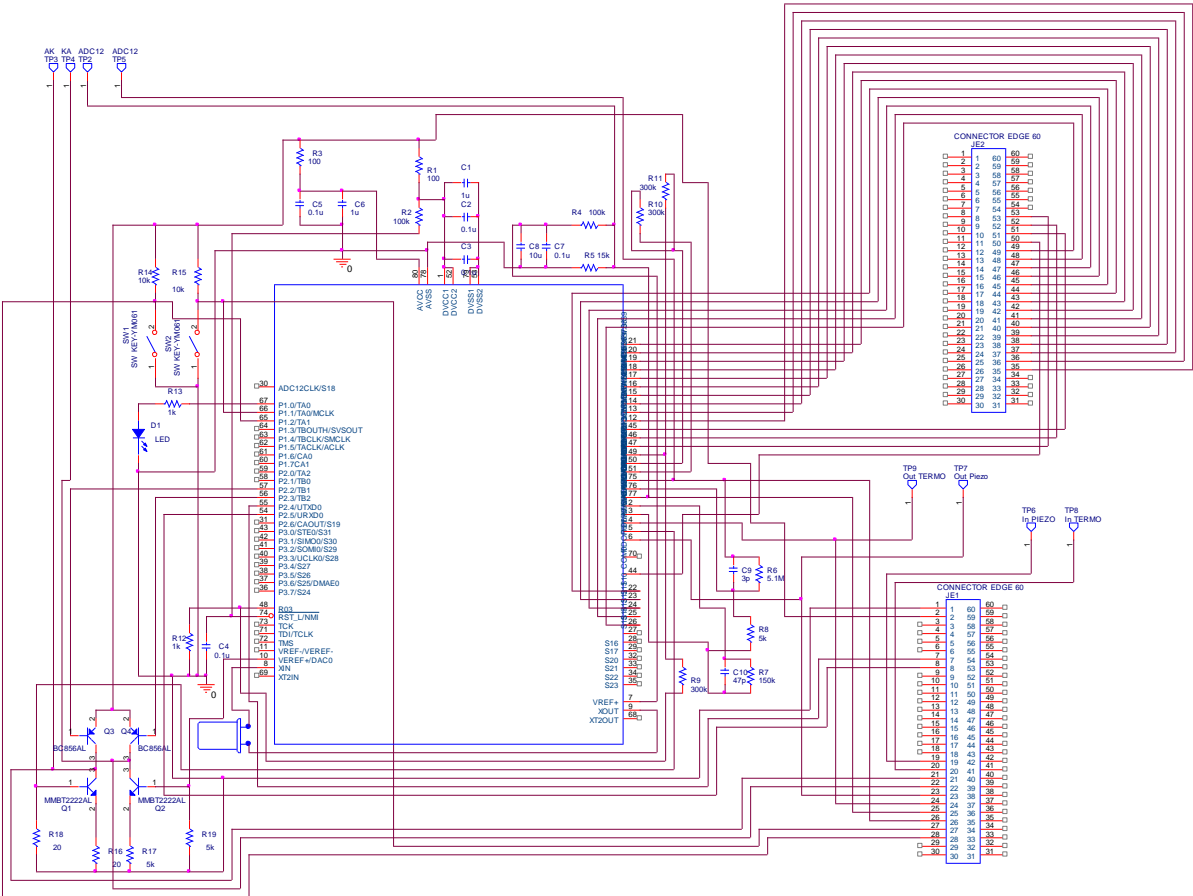


Figura 4. 23. Esquemático de la primera placa de sensado

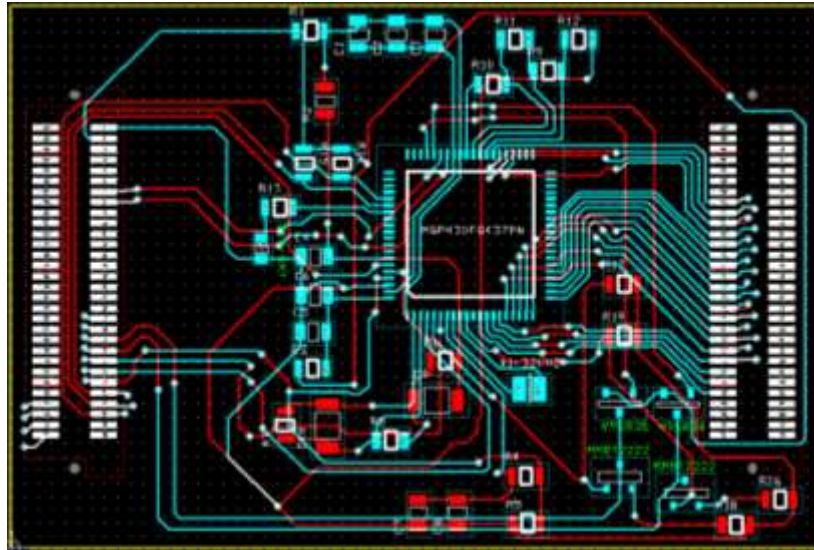


Figura 4. 24. PCB de la primera placa de sensado

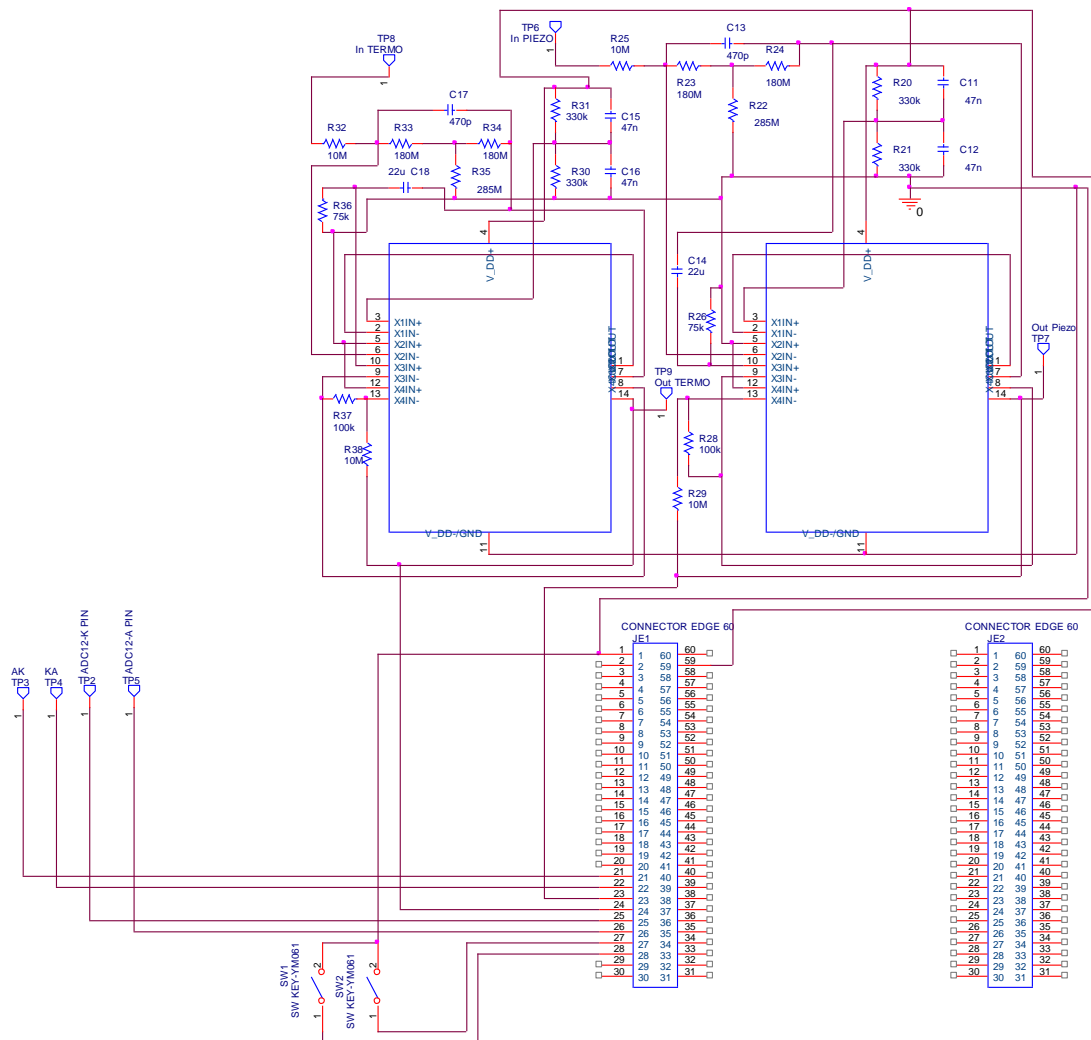


Figura 4. 25. Esquemático de la segunda placa de sensado

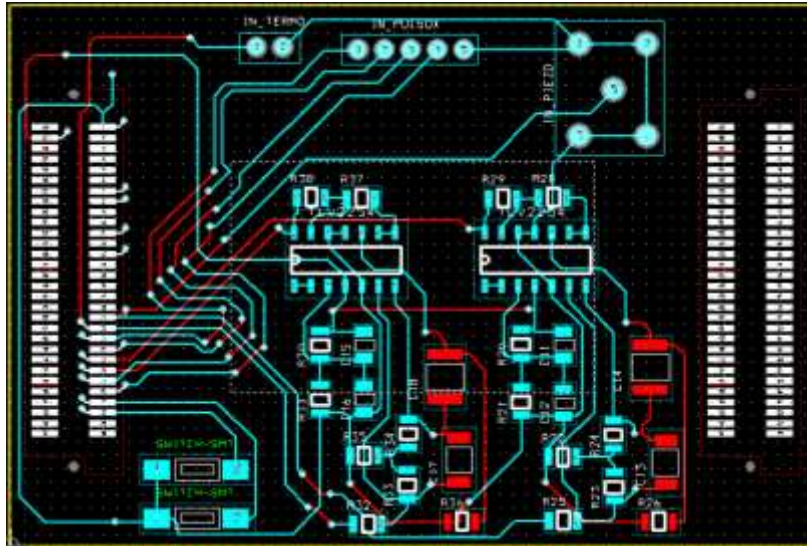


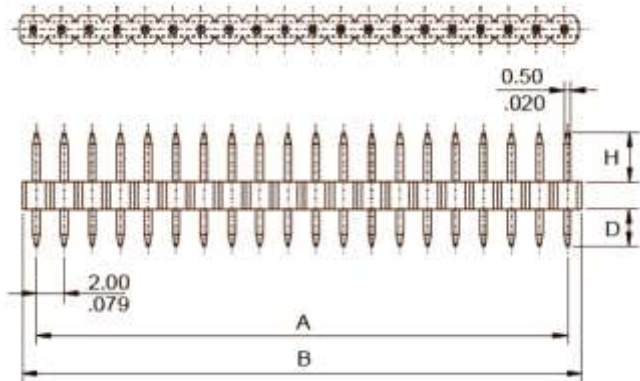
Figura 4. 26. PCB de la segunda placa de sensado

Finalmente, la tercera solución es la elegida por el grupo de trabajo MERIS UniCauca¹² y se decide eliminar el módulo PA de la placa de sensado dado que la presión arterial no es considerada como un signo vital que deba estar presente en el momento de la clasificación del paciente según los organismos de socorro encuestados (Anexo A). No obstante, el estudio realizado hasta el momento para este signo vital contribuye a futuras mejoras para el proyecto MERIS

Como consecuencia a la eliminación del módulo PA en la placa de sensado se minimiza el consumo de potencia; dado que al no incluir un elemento sensor se removería los bloques de adecuación y filtrado de la señal, además de la reducción a nivel de procesamiento efectuado por el microcontrolador en cuestión, traduciendo lo anterior en un menor consumo de potencia para todo el sistema. De igual forma, hay una reducción de pines utilizados en los conectores laterales, ésta premisa se tuvo presente, ya que los conectores laterales son comunes a todo el nodo (sensado, procesamiento, alimentación, comunicación y memoria externa) y por ende limita la expansión vertical del mismo. Por lo tanto, al poder liberar pines de los conectores se da pie a la utilización de los mismos en placas con otras aplicaciones. Por consiguiente, el diseño de la placa de sensado se reduce a una única placa, la cual libera espacio del conector lateral del lado izquierdo al ser reestructurado el modelo de dos capas para el diseño de la misma y disminución del tamaño del nodo de forma vertical.

Por otra parte, se reemplazaron los conectores finales seleccionados en el capítulo 2 de cada uno de los sensores; pulsoxímetro y termocupla, dado que estos ocupaban mucho espacio en la placa de sensado al ser conectores tipo DB9 y DIN *safety*, respectivamente. El remplazo de los conectores estuvo a cargo de una regleta recta simple tipo fila, la cual permite reducir el espacio y al mismo tiempo fijar directamente los sensores a la placa de sensado evitando una posible desadaptación de los mismos debida a la manipulación. En la figura 4.27, se presenta las especificaciones de la regleta recta tipo fila y algunos de sus circuitos.

¹² Integrado por el Mag. Héctor Fabio Jaramillo, Ing. Carolina Ríos, Jorge Eliecer Puentes y Luis Humberto Grajales.



Circuitos	Dimensiones [mm]	
	A	B
02	2	4
03	4	6
04	6	8
05	8	10

Figura 4. 27. Regleta recta tipo fila, y especificaciones [73]

A continuación se presentan el esquemático, PCB diseñados con la herramienta Orcad, y la lista de pines de los conectores laterales para la placa de sensado final. El conector JTAG está conformado solamente por los pines utilizados en la comunicación con el programador (6 pines), en donde el pin 1 de este conector corresponde al 1 del JTAG de 14 pines, el 2 al 3, el 3 al 5, el 4 al 7, el 5 al 9 y el 6 al 11.

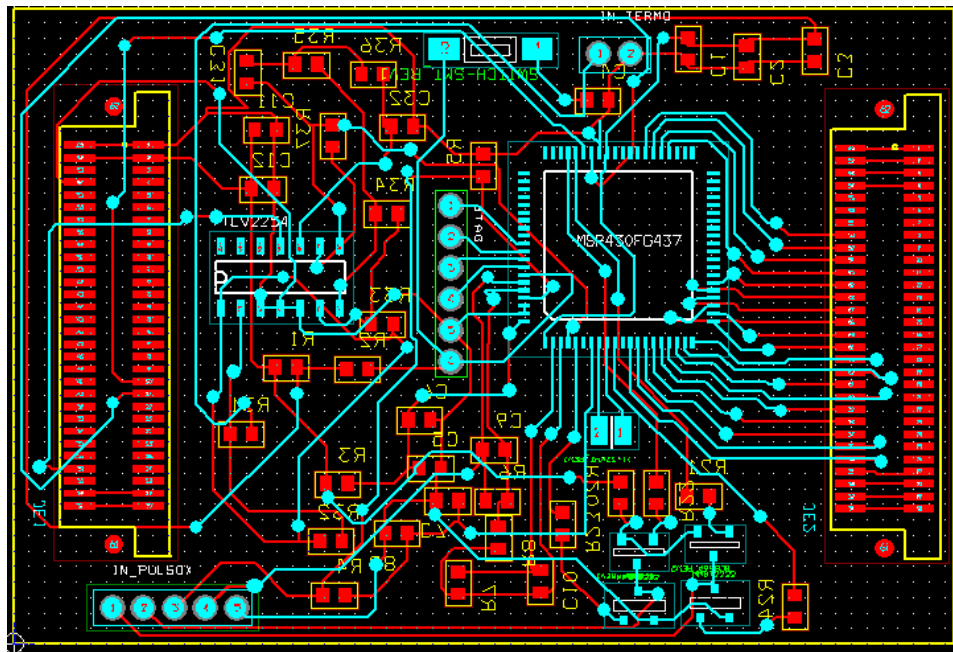


Figura 4. 28 PCB del esquemático final

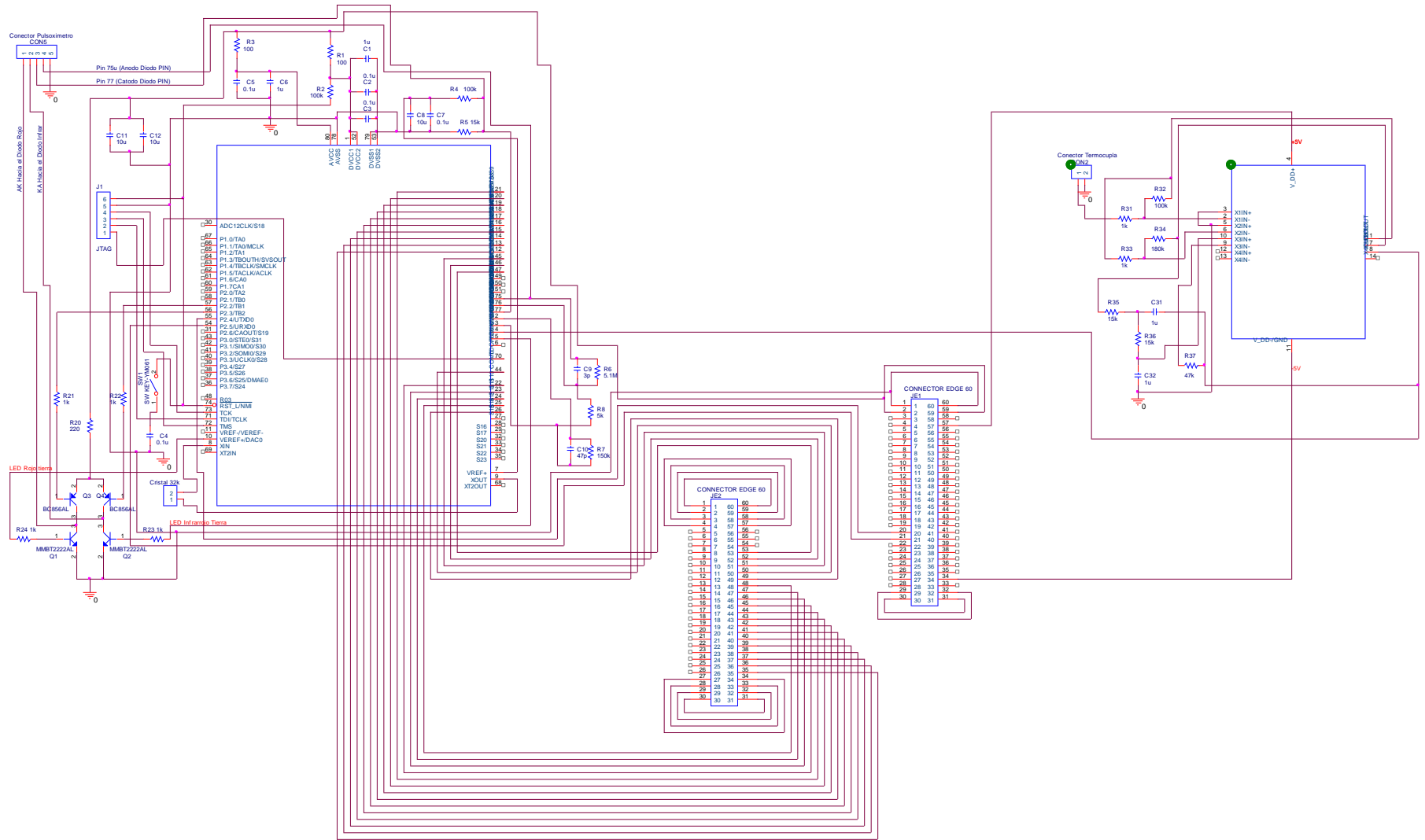


Figura 4. 29. Esquemático final de la placa de sensor

PIN	CONECTADO A	PIN	CONECTADO A	PIN	CONECTADO A
1	Tierra digital	21		41	
2	Alimentación digital 3.3 V	22		42	
3	Alimentación digital 1.2 V	23		43	
4	Alimentación digital 5V	24		44	
5		25		45	
6		26		46	
7		27	Alimentación digital -5V	47	
8		28	Alimentación digital 2.5 V	48	
9		29	Alimentación digital 3.3 V	49	
10		30	Tierra digital	50	
11		31	Tierra digital	51	
12		32	Alimentación digital 3.3 V	52	
13		33	Alimentación digital 2.5 V	53	
14		34	Alimentación digital -5 V	54	
15		35		55	
16		36		56	
17	Modulo ZigBee, pin 39; señal de reset	37		57	Alimentación digital 5 V
18		38		58	Alimentación digital 1.2 V
19		39		59	Alimentación digital 3.3 V
20		40		60	Tierra digital

Tabla 4. 1. Pines del conector derecho placa final

PIN	CONECTADO A	PIN	CONECTADO A	PIN	CONECTADO A
1	Tierra analógica	21		41	Modulo ZigBee, pin 16; señal deTxD
2	Alimentación analógica 3.3 v	22		42	
3		23		43	
4	Entrada para la señal proveniente de la interfaz de la termocupla	24		44	
5		25		45	
6		26		46	
7	Tx Pulsox . Viene del USART hacia la placa de Procesamiento.	27		47	
8	Rx Pulsox. Viene PIN 54 del (USART) micro proveniente de la placa de procesamiento.	28		48	
9		29	Alimentación digital 3.3 V	49	
10		30	Tierra digital	50	
11		31	Tierra digital	51	
12		32	Alimentación digital 3.3 V	52	
13		33		53	
14		34	Alimentación de -5 V para la interfaz de la termocupla	54	
15		35		55	
16		36		56	
17		37		57	Alimentación de 5 V para la interfaz de la termocupla
18		38		58	
19		39	Inversores, pin 1	59	Alimentación analógica 3.3 V
20		40	Modulo ZigBee, pin 18; señal de RxD	60	Tierra analógica

Tabla 4. 2. Pines del conector izquierdo placa final

PIN	CONECTOR	
	PULSOXIMETRO	TERMOCUPLA
1	AK Out Rojo	Out Termocupla
2	KA Out Infrarojo	Tierra
3	Cátodo del Diodo PIN	No existe
4	Ánodo del Diodo PIN	No existe
5	Tierra	No existe

Tabla 4. 3. Descripción de pines de los conectores termocupla y pulsoxímetro

4.4 DISEÑO SOFTWARE

En esta sección se mencionara las características del entorno y Kit de desarrollo seleccionado para el microcontrolador MSP430, además de la explicación de los bloques funcionales que integran la aplicación.

4.4.1 Entorno de desarrollo

El entorno seleccionado fue el *IAR Embedded Workbench IDE* de *IAR Systems*, el cual está diseñado para la familia de microcontroladores MSP430 de *Texas Instruments* permitiendo el desarrollo y simulación de la aplicación. Además, esta herramienta es suministrada gratuitamente por *Texas Instruments* pero con las limitantes de que el compilador de lenguaje C no genera el archivo en lenguaje ensamblador, y el tamaño máximo permitido para enlazar el código en C es de 4 Kbytes a diferencia del código en ensamblador que no tiene restricciones [74]. Estas limitaciones fueron consideraciones a tener en cuenta, dado que el código base del proyecto desarrollado por *Texas Instruments* se encuentra codificado en lenguaje C.

4.4.2 Kit de desarrollo MSP430

La elección del kit de desarrollo obedece principalmente a la necesidad de pines de expansión, zócalo para el microcontrolador MSP430FG439 y su interfaz de programación en JTAG. Por tanto, se seleccionó el kit de desarrollo MSP-FET430U80 (ver figura 4.30) dado que cumplía con los requisitos mencionados anteriormente.

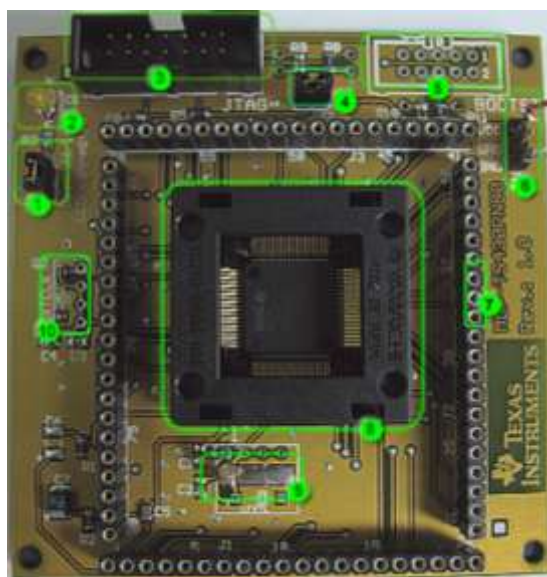


Figura 4. 30. Kit de desarrollo MSP-FET430U80

Entre los módulos que constituyen el kit de desarrollo se encuentran:

1. Jumper 6, permite hacer uso del LED de prueba y es necesario retirarlo cuando se está utilizando un LCD.
2. LED3, es el LED de pruebas conectado al pin 2 del puerto 5 del microcontrolador.
3. Puerto de comunicación JTAG, esta interfaz permite programar el microcontrolador y ejecutar la aplicación a través de la herramienta IAR.
4. Jumper 7, selecciona alimentación interna o externa en el momento de ubicarlo o retirarlo, respectivamente.
5. Puerto de comunicación *bootstrap*.
6. Conector de alimentación externa.
7. Pines de expansión del microcontrolador.
8. Zócalo tipo ZIF (*Zero Insertion Force- fuerza para inserción nula*), lugar de ubicación del microcontrolador.
9. Cristal LFTX1, ubicación del cristal de baja frecuencia 32768 [Hz].
10. Ubicación del cristal externo de alta frecuencia.

4.4.3 Bloques funcionales a nivel *software*

Los bloques funcionales a nivel *software* que integran la placa de sensado son: pulsoxímetro, termocupa, clasificación y transmisión. Por su parte, el bloque pulsoxímetro suministra los parámetros de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno, mientras que el bloque termocupa, el parámetro de frecuencia respiratoria. Una vez identificados los tres parámetros mencionados anteriormente, estos son procesados por el bloque de clasificación que permite etiquetar al paciente bajo las prioridades rojo, amarillo y verde, las cuales son asociadas a una atención inmediata, urgente y tardía, respectivamente. Finalmente, el bloque de transmisión es el encargado de enviar la información de clasificación y los parámetros FC, SaO2 y FR del paciente a la placa de procesamiento del nodo, esta transmisión se comprueba a través del bloque despliegue (ver figura 4.31).

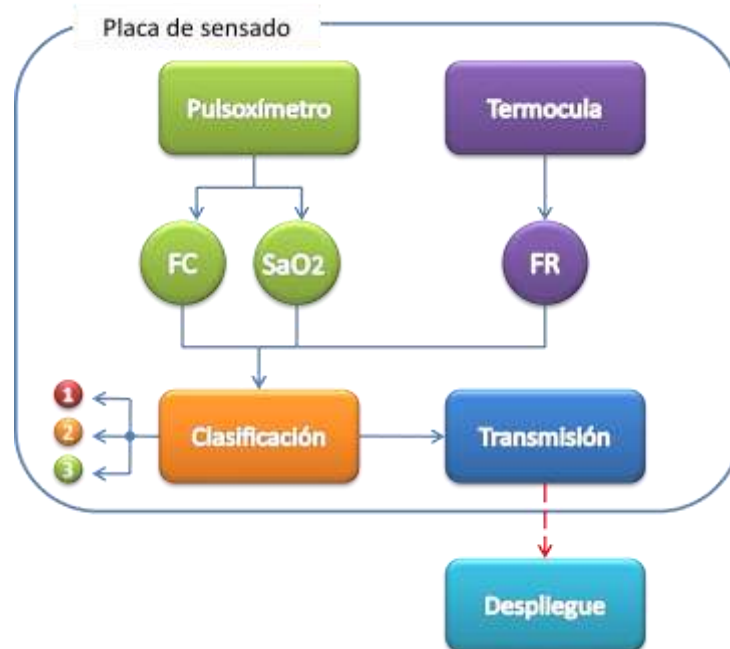


Figura 4. 31. Bloques funcionales a nivel *software*

A continuación se presentan las características de cada uno de los bloques de forma separada, con el objetivo de identificar el procesamiento digital de la señal proveniente de cada uno de los sensores, su proceso de clasificación, y transmisión; una vez obtenidos los parámetros FC, SaO₂ y FR.

4.4.3.1 Bloque pulsoxímetro

Está basado en la aplicación médica "A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430" de *Texas Instruments*. En la figura 4.32, se presenta el diagrama de flujo de esta aplicación.

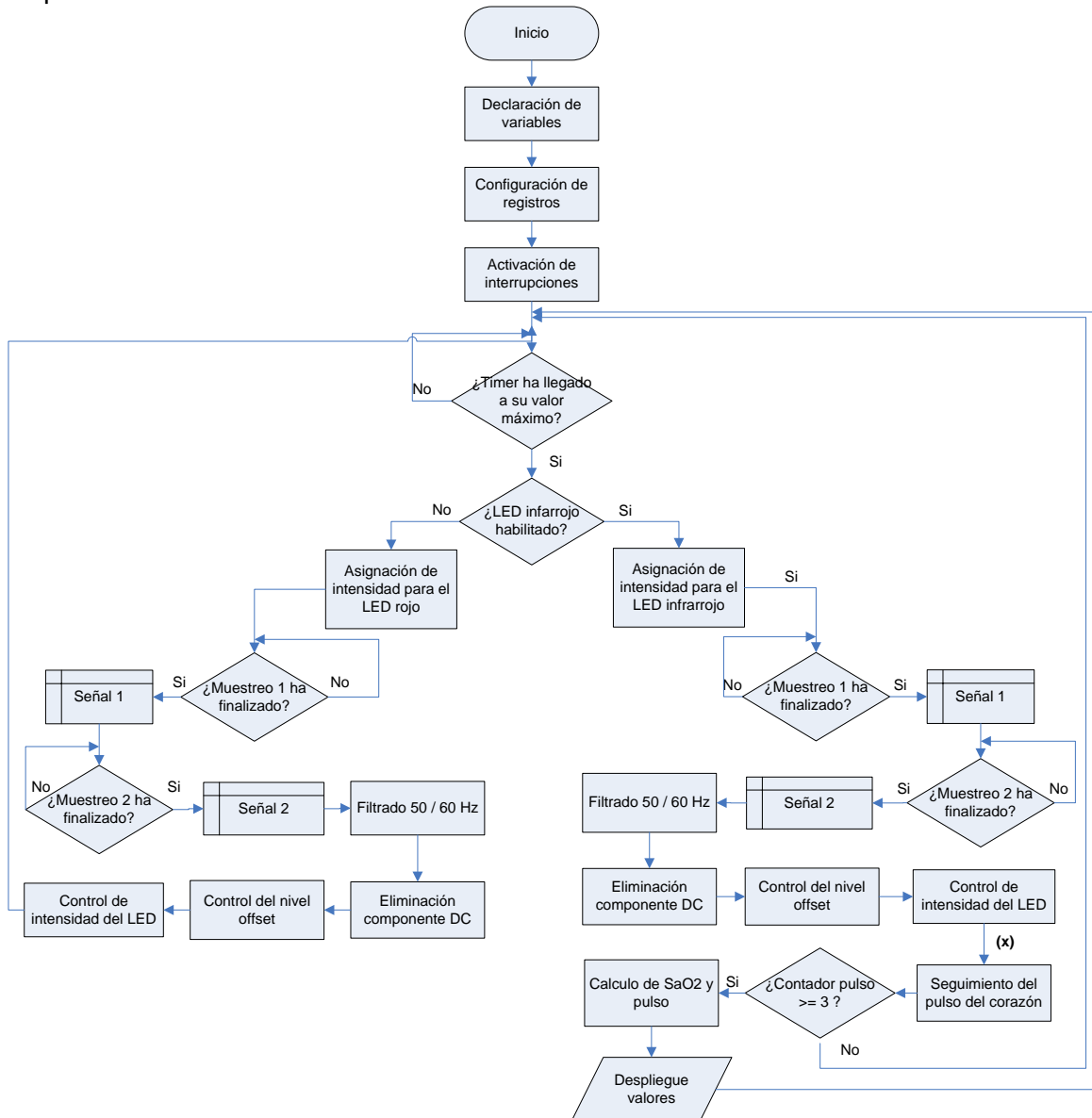


Figura 4. 32. Diagrama de flujo del código para el pulsoxímetro

Entre los bloques de procesamiento comunes a los dos LEDs se encuentran:

- Asignación del nivel de intensidad, esta asignación se efectúa a través del conversor D/A cero, el cual modifica la intensidad del LED seleccionado dependiendo del valor de conversión previo de la señal a la salida del amplificador operacional cero (señal 1).
- Eliminación de la componente DC, este proceso se realiza sobre la señal 1 y da como resultado una señal AC (señal 2) que se obtiene a la salida del amplificador operacional uno.
- Control del nivel offset, este control se realiza a través de la evaluación de la señal 1 donde se identifica la necesidad de incrementar o decrementar el nivel offset de la señal DC para el LED activado.
- Corrección del nivel de intensidad del LED, verifica el valor de la señal 1 y toma los correctivos necesarios para aumentar o disminuir el nivel de intensidad sobre el LED activo.

A continuación se especifica el funcionamiento de algunos de los bloques mencionados en la figura 4.32, además de las modificaciones *software* realizadas.

4.4.3.1.1 Control de LEDs

Aunque este bloque no aparece explícitamente en la figura 4.32, se establece mediante los bloques de condición: ¿*Timer* ha llegado a su valor máximo? y ¿LED infrarrojo habilitado?. El control de los LEDs se realiza cada vez que se ejecuta la interrupción del *timer*, cada un milisegundo, modificando el estado de los pines 5 y 10, salidas del conversor digital/ analógico cero (DAC0), y los pines 56 y 57 que hacen referencia al puerto P2.3, y P2.2 del microcontrolador, respectivamente.

Los cuatro pines mencionados anteriormente se encargan del proceso de activación/desactivación de cada uno de los LEDs por medio del generador de pulsos (figura 4.6), sin embargo, la configuración establecida no permitía llevar a cabo este proceso dado que los LEDs no se polarizaban, por tanto, se plantearon dos opciones: la primera de ellas era modificar el código para que el generador de pulsos funcionara con base a la posición establecida a nivel circuital para cada uno de los cuatro pines del MSP430, o la segunda, intercambiar las bases de los transistores NPN asociadas a los pines 5 y 10, que finalmente fue la opción seleccionada ya que únicamente es necesario reubicar algunos componentes del generador de pulsos.

4.4.3.1.2 Seguimiento de la onda de pulso cardíaco

El funcionamiento de este bloque se centra en las variables: *estado_siguiente* y *estado_anterior*, además de la comparación efectuada sobre la componente AC de la señal infrarroja entre los niveles 200 y -200, los cuales han sido calculados de forma experimental por parte de *Texas Instruments*.

En la figura 4.33, se presenta el diagrama de flujo para este bloque, donde las condiciones iniciales son: *estado_siguiente* y *estado_anterior* igual a cero.

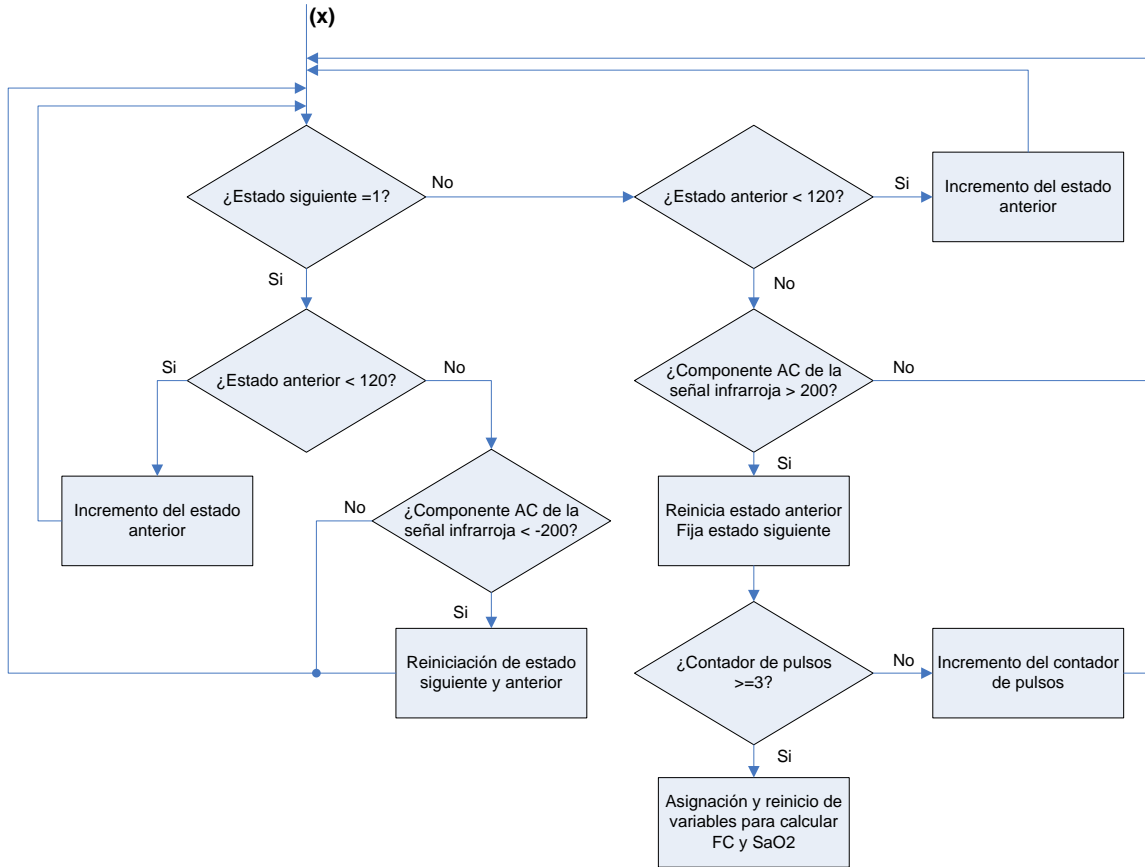


Figura 4. 33. Diagrama de flujo para el seguimiento del pulso cardiaco.

4.4.3.1.3 Bloque de filtrado

Este bloque está constituido por un filtro digital pasa-bajo FIR simétrico, diseñado a una frecuencia de corte de 6 Hz y con -50 dB de atenuación a 50 Hz y frecuencias superiores. La finalidad del filtro pasa-bajo es remover de la señal muestreada el ruido ambiental presente en los 50/60 Hz. Los coeficientes establecidos para el filtro FIR son los siguientes:

$$\text{Coeficientes} = [688 \ 1283 \ 2316 \ 3709 \ 5439 \ 7431 \ 9561 \ 11666 \ 13563 \ 15074 \ 16047 \ 16384]$$

Donde, la última posición del vector (16384) es el coeficiente central a partir del cual se reflejan los coeficientes anteriores, por tanto, el número exacto de coeficientes es 23.

La multiplicación de las muestras de la señal con cada uno de los coeficientes del filtro se realizaba por medio de la función mul16 pero al presentarse inconvenientes en cuanto a la su respuesta variante ante dos entradas idénticas, se decide reemplazar dicha función por el operador de multiplicación escalar para vectores.

En la figura 4.34, se puede identificar la respuesta en magnitud y fase del filtro FIR, comprobando las condiciones de diseño y las características de fase lineal propias de esta clase de filtros. Por otra parte, en la figura 4.35, se presenta la respuesta del filtro ante una señal de 60 Hz, identificando su región transiente y de trabajo. Las figuras anteriores han sido obtenidas a través de MATLAB.

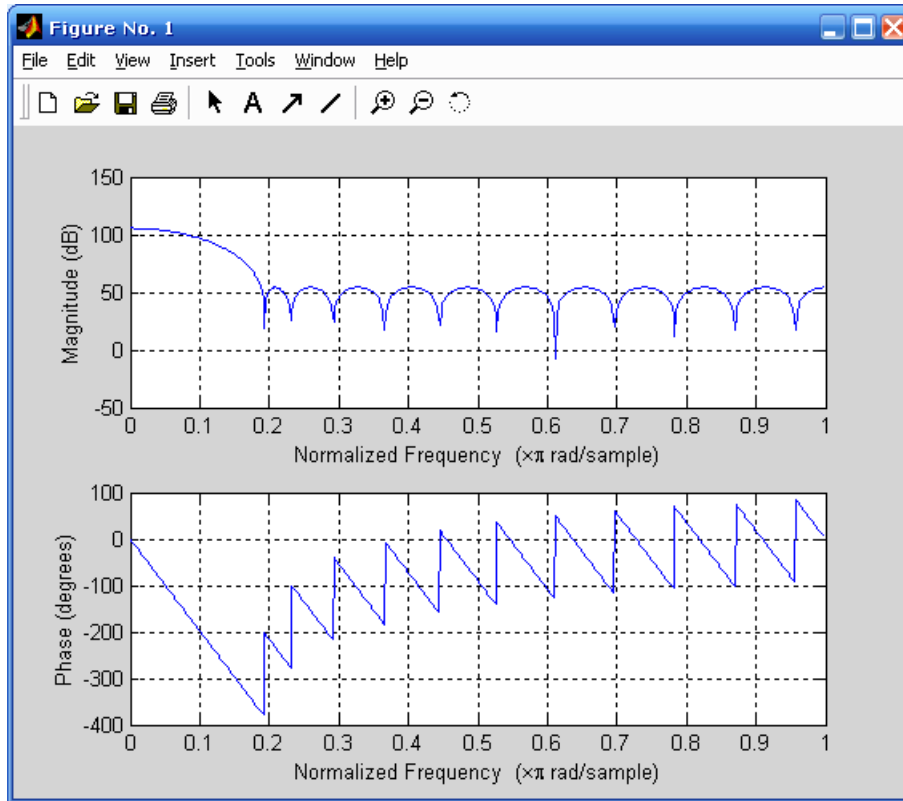


Figura 4. 34. Respuesta en magnitud y fase del filtro FIR.

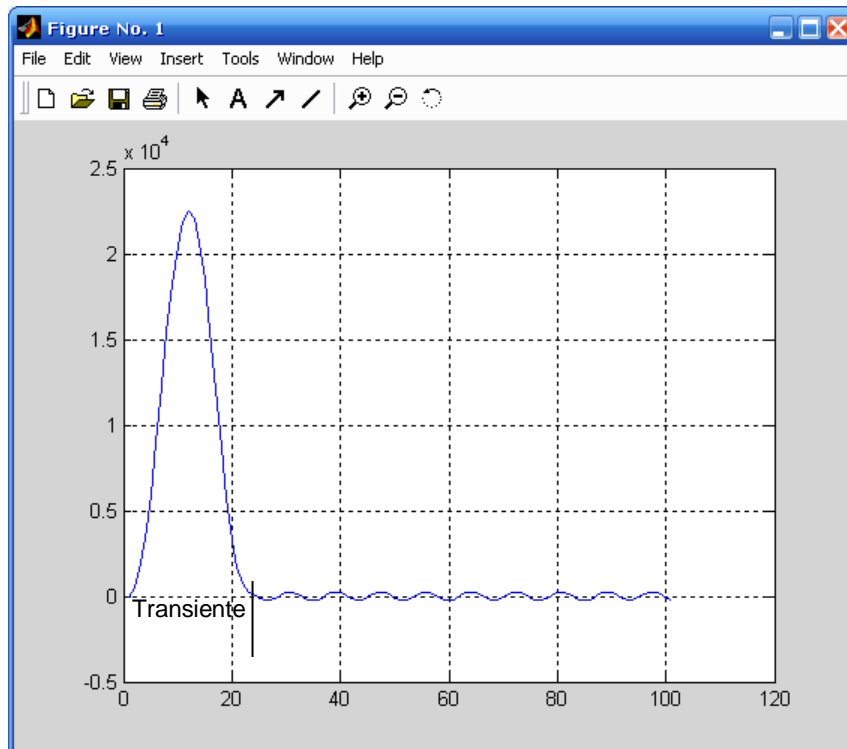


Figura 4. 35. Respuesta del filtro FIR a 60 Hz

4.4.3.2 Bloque termocupla

El procesamiento de la señal inicia cuando esta es muestreada por el conversor A/D del microcontrolador; las muestras son almacenadas en un vector de 93 posiciones, la elección de este tamaño se explicará más adelante. Una vez que el vector de muestras esta completo, se procede a encontrar dos picos máximos consecutivos de la señal con el objetivo de identificar la distancia entre ellos. Finalmente, con esta distancia y la frecuencia de muestreo se realiza el cálculo de la frecuencia respiratoria (ver figura 4.36).

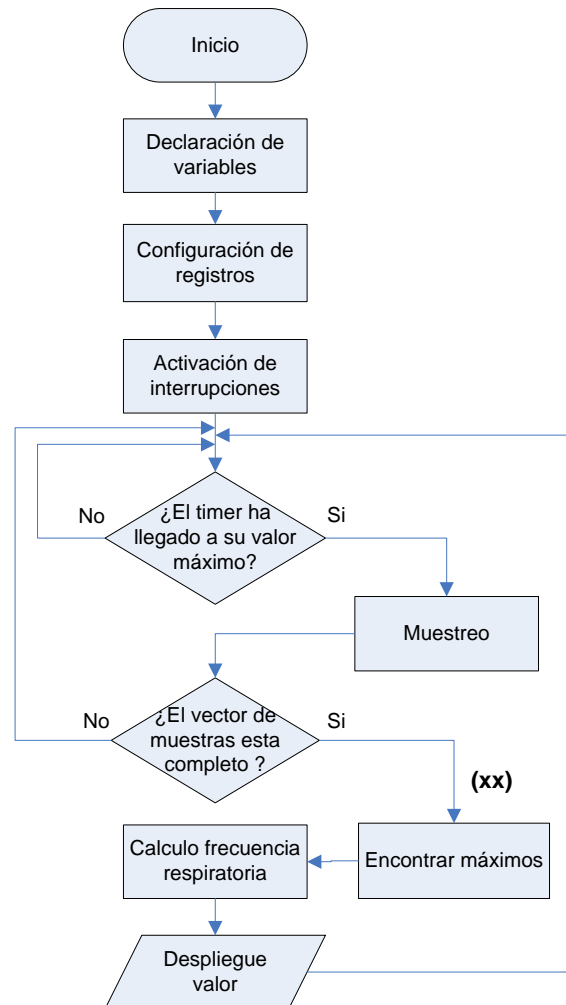


Figura 4. 36. Diagrama de flujo bloque termocupla

A continuación, se presenta la justificación de la elección de la frecuencia de muestreo, el tamaño del vector de muestras, los procedimientos para encontrar los máximos de la señal y el cálculo de la frecuencia respiratoria.

4.4.3.2.1 Frecuencia de muestreo

Esta depende principalmente del rango de frecuencias de interés, es decir, las presentes en una condición respiratoria normal 15 a 20 rpm (respiraciones por minuto) y sus extremos anormales; bradipnea que se encuentra en valores inferiores a 12 rpm, e hiperventilación superiores a 20 rpm en un adulto promedio [75].

La tabla 4.4, representa la frecuencia y el periodo para algunas de las frecuencias de interés. Se puede observar que las frecuencias superiores a 20 rpm para las cuales un paciente se encuentra en hiperventilación son inferiores a 1 Hz, por tanto, un valor de frecuencia de muestreo superior a los 2 Hz permitiría muestrear la señal proveniente de la termocupla. En efecto, se selecciona la frecuencia de muestro a 10 Hz con la cual se obtiene 15 muestras de la señal en el caso de los 40 rpm, considerándolo aceptable dado que no es necesario una reconstrucción idéntica de la señal a nivel digital sino identificar sus picos máximos.

Respiraciones por minuto RPM	Frecuencia [Hz]	Periodo [Seg]
12	0.200	5.00
13	0.217	4.62
20	0.333	3.00
30	0.500	2.00
40	0.667	1.50

Tabla 4. 4. Algunas RPM para la frecuencia respiratoria [75]

El valor de la frecuencia de muestro seleccionada influye en el tamaño del vector a ser utilizado para almacenar los resultados de la conversión A/D, dado que este debe garantizar el doble del periodo de su frecuencia más baja, asumiendo señales con un cierto grado de periodicidad, para tener la certeza de encontrar mínimo dos máximos de la señal. En este orden de ideas y tomando a 0.217 Hz (13 rpm) como la frecuencia más baja y que permitirá identificar un periodo de bradipnea en el paciente, se tiene que el tamaño del vector es de 93 posiciones, ecuación (22).

$$T2max = 2 * T_{f1} = 2 * 4.62 = 9.24 [seg] \quad (21)$$

Donde T_{f1} y $T2max$ son los periodos de la frecuencia inferior y el que garantiza dos máximos de la señal, respectivamente. Reemplazando $T2max$ en la ecuación (22), se obtiene:

$$Tamaño\ del\ vector = \frac{T2max}{T_m} = \frac{9.24}{0.1} = 93 \quad ,\ donde\ T_m\ (periodo\ de\ muestro) \quad (22)$$

4.4.3.2.2 Separación entre dos máximos consecutivos de la señal

Este proceso se efectúa a través del recorrido del vector de muestras, en el cual se identifica el inicio de la cresta de la señal y su terminación a partir de la evaluación del cero (ver figura 4.37). Una vez garantizado el inicio de la cresta, se procede a comparar el valor en la posición k , de la siguiente forma: $vector[k - 1] < vector[k] > vector[k + 1]$, además debe cumplir con que la muestra este por encima del nivel N (500 mV) establecido para evitar errores durante el proceso.

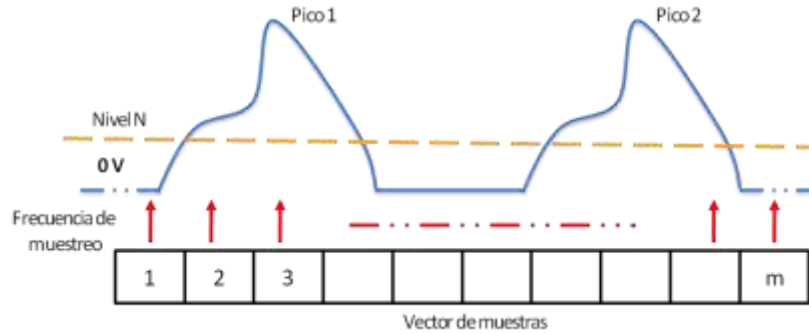


Figura 4. 37. Analogía del vector de muestras con la señal sensada por la termocupla

A continuación en la figura 4.38, se presenta el diagrama de flujo para encontrar los dos máximos de la señal.

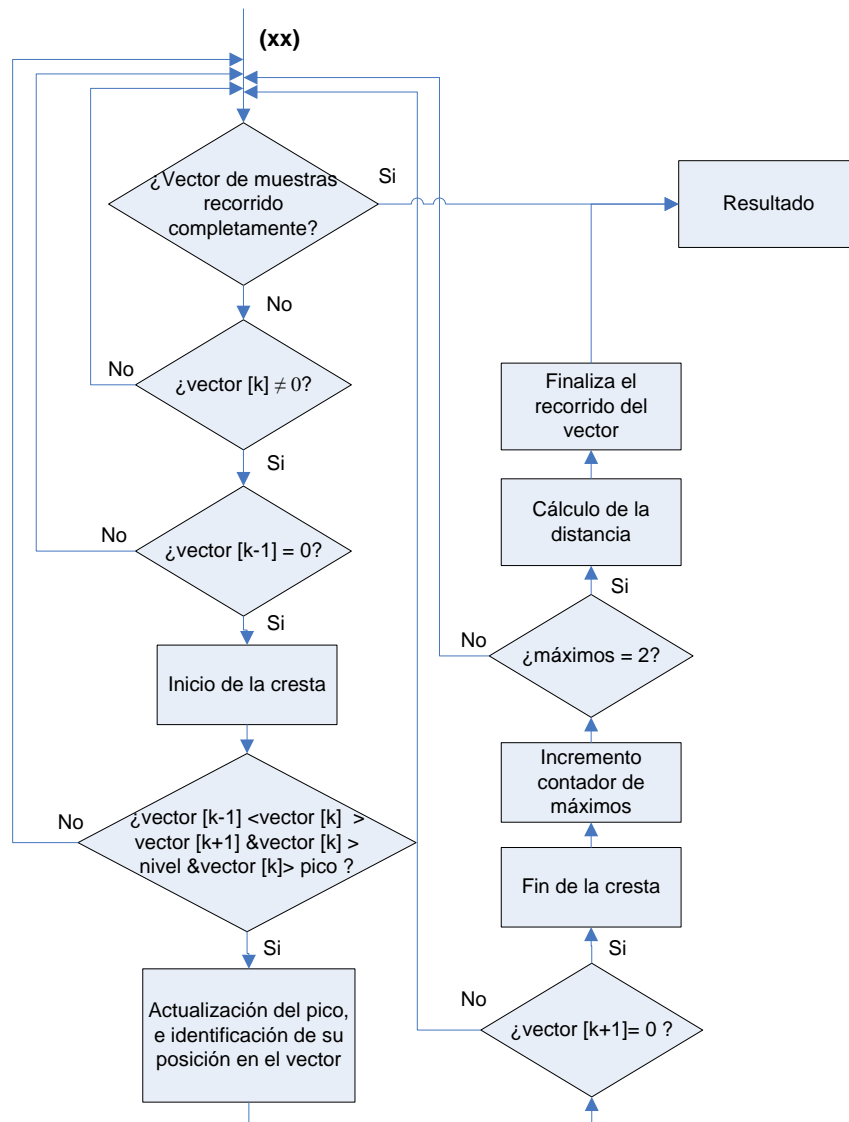


Figura 4. 38. Algoritmo para encontrar dos máximos consecutivos

4.4.3.2.3 Cálculo de la frecuencia respiratoria

Una vez identificada la separación entre dos picos máximos de la señal, el cálculo de la frecuencia respiratoria se realiza de la siguiente forma:

$$T_s = d_{2max} * T_m \quad (23)$$

Donde, d_{2max} es la distancia entre los dos máximos consecutivos de la señal sensada por la termocupla, y T_m junto con T_s son respectivamente los periodos de muestro y de la señal. Sustituyendo la ecuación (23) en la (24), se tiene:

$$Frecuencia\ Respiratoria = 60 * \frac{1}{T_s} [rpm] \quad (24)$$

4.4.3.3 Bloque clasificación

Este bloque hace uso de los valores de frecuencia cardiaca, respiratoria y saturación de oxígeno, previamente calculados. De igual forma, el proceso de clasificación efectuado se realiza con base en algoritmo START y teniendo en cuenta algunas consideraciones (ver tabla 4.5) relacionadas directamente con los signos en mención.

Signo	Rango normal	Alteraciones
Frecuencia Cardíaca	60 – 100 [ppm]	Bradicardia < 60 [ppm]
		Taquicardia >100 [ppm]
Frecuencia Respiratoria	12 – 20 [rpm]	Bradipnea < 12 [rpm]
		Hiperventilación > 20 [rpm]
Saturación de oxígeno	95 – 100 %	Tratamiento inmediato 90 – 95 %
		Enfermo grave < 90 %

Tabla 4. 5. Rangos y alteraciones de los signos utilizados en la clasificación del paciente [75][76]

El algoritmo de clasificación propuesto inicia con el caso de respiración presente y no considera el caso de respiración ausente a diferencia del START, dado que el socorrista evalúa la respiración como primera instancia y en el peor de los casos (respiración ausente) clasifica al paciente como negro o rojo dependiendo de la valoración de la vía aérea (ver figura 4.39).

La valoración de la frecuencia respiratoria se divide en cuatro rangos: menores a 13, entre 13 y 20, entre 20 y 30, y mayores a 30 rpm. A continuación se especifica cada uno de los rangos o casos donde puede estar la frecuencia respiratoria (Fr) de un paciente al momento de su clasificación.

Caso I: Fr menor a 13 rpm, en este caso el paciente va a entrar a una situación de bradipnea, es decir, su frecuencia respiratoria es inferior a 12 rpm. Por tanto, su prioridad de atención es inmediata (etiqueta roja).

Caso II: Fr entre 13 y 20 rpm, el paciente se encuentra entre sus valores normales de frecuencia respiratoria, sin embargo, se realiza un proceso de evaluación de su frecuencia cardiaca entre el rango normal (60 – 100 ppm) y la saturación de oxígeno para identificar posibles alteraciones.

Caso III: Fr entre 20 y 30 rpm, este caso permite valorar a la frecuencia cardiaca entre los rangos de: menor a 60, entre 60 y 100, y mayores a 100 ppm. La valoración está

asociada, además con la evaluación de la saturación de oxígeno dado que las condiciones del entorno donde se clasifica al paciente lo amerita.

Caso IV: Fr mayor a 30 rpm, Al igual que en el algoritmo START, este caso clasifica al paciente en la en la categoría de atención inmediata.

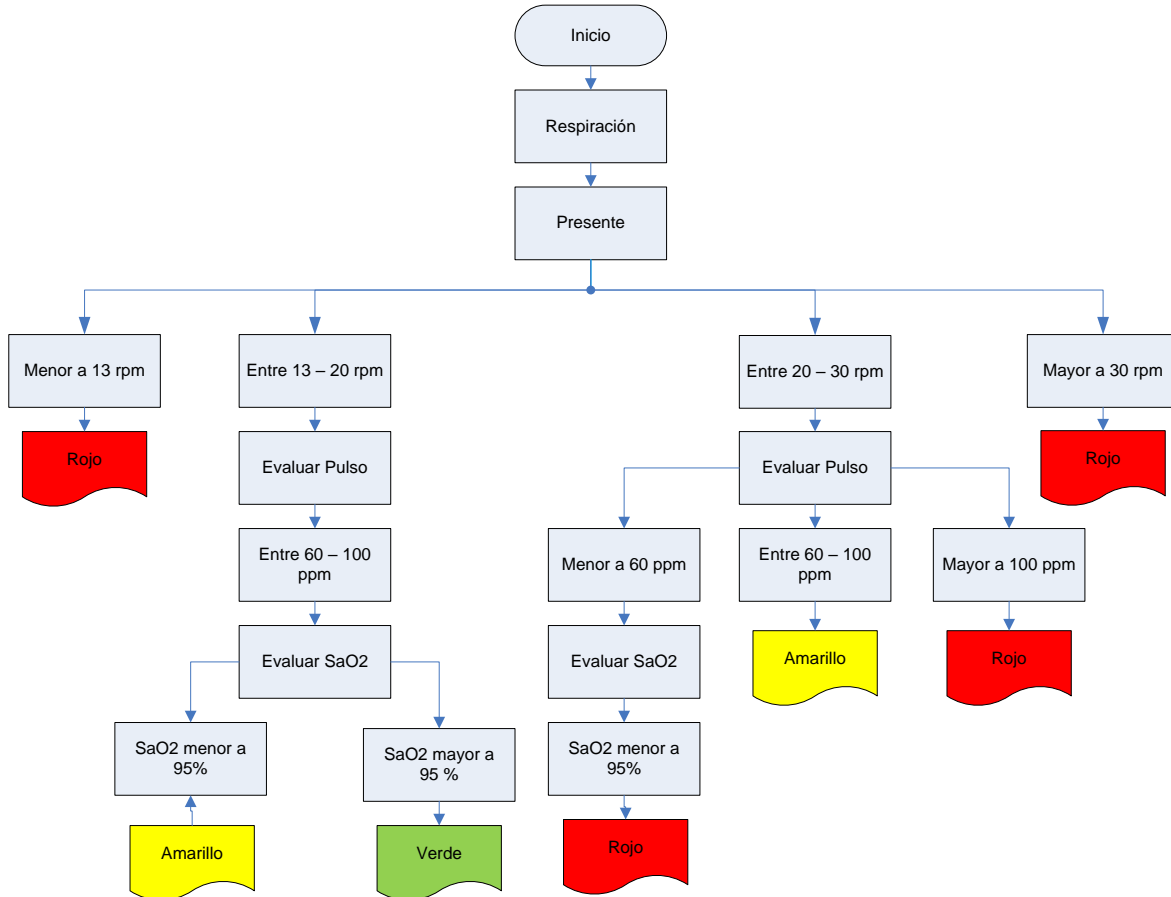


Figura 4. 39. Algoritmo para la clasificación del paciente

4.4.3.4 Bloque de Transmisión

La transmisión de los datos desde el MSP430 hacia el computador se realiza por medio del USART (*Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter* – transmisor/receptor síncrono/asíncrono universal), el cual ha sido configurado en modo UART (asíncrono), ACLK (32768 Hz) como fuente de reloj, 8 bits de transmisión, sin paridad en los datos transmitidos y a una tasa de 9600 Baudios. Este bloque, únicamente se encarga de transmitir los datos hacia el puerto serie del computador.

4.4.3.5 Bloque de despliegue

Este bloque es el encargado de presentar al usuario la información referente al estado de sus signos vitales (FR, FC y SaO2) y el resultado del bloque clasificación. Para este fin, se ha desarrollado una interfaz gráfica que presenta la información anterior en forma de columnas que varían con respecto al dato transmitido por el MSP430 donde el último valor es el actual (ver figura 4.40).

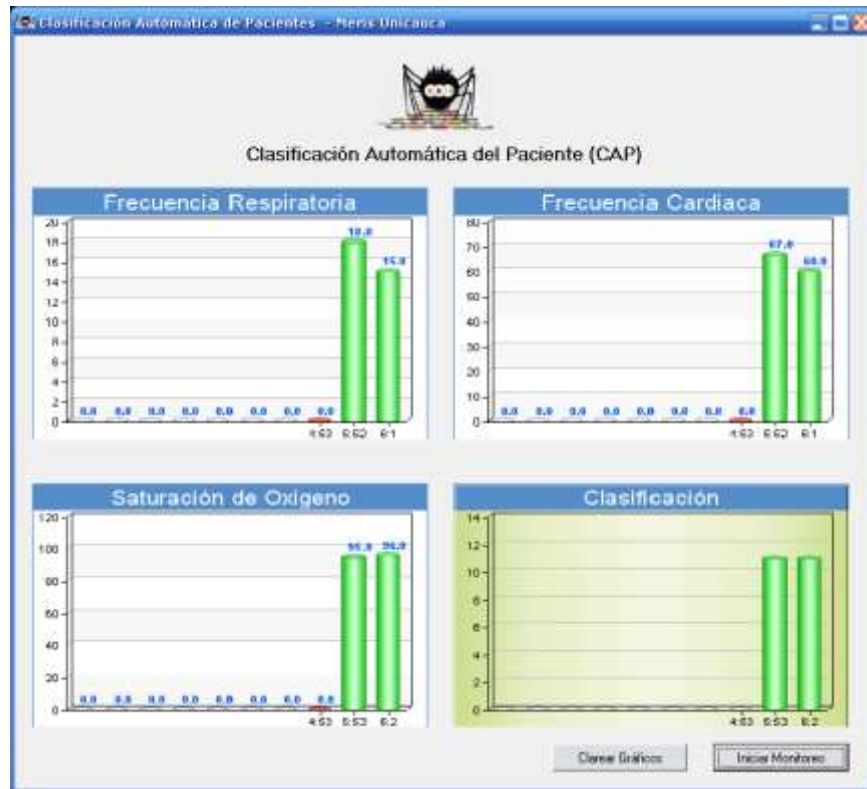


Figura 4. 40. Interfaz gráfica del bloque despliegue

El diseño de la interfaz se realizó en Visual Basic 6.0, por ser una plataforma que integra un gran conjunto de funcionalidades dirigidas al manejo del puerto serial del computador de una forma amena e intuitiva para el programador. De igual forma, se utilizó la librería *ChartDirector* [77] para la representación gráfica de los datos.

En la figura 4.42, se presenta el diagrama de flujo de la aplicación donde el botón iniciar monitoreo (figura 4.41), activa o desactiva la recepción de los datos al abrir o cerrar el puerto de comunicación serial. Una vez que se ha generado el evento de recepción de datos en el *buffer* del puerto, se identifica el dato recibido por medio de las etiquetas uno, dos, tres, y cuatro que se encuentran asociadas a FR, FC, SaO₂, y clasificación, respectivamente. Luego, se procesa el dato recibido con el fin de realizar la asignación del color rojo, amarillo, o verde (color a ser visualizado) dependiendo del rango en el que se encuentra (ver tabla 4.6), por ejemplo, una saturación de oxígeno en la sangre inferior al 95 % significa un tratamiento inmediato del paciente, por tanto, su representación en la gráfica será de color rojo, estos rangos de colores han sido establecidos con base en la adaptación del algoritmo START (figura 4.39) y los rangos normales de un adulto promedio (tabla 4.5).

Signo	Rangos		
	Rojo	Amarillo	Verde
Frecuencia Respiratoria [rpm]	≤13 ó >30	>20 & ≤30	>13 & ≤20
Frecuencia Cardíaca [ppm]	<60 ó ≥160	>100 & <160	≥60 & ≤100
Saturación de Oxígeno [%]	<95	---	≥95

Tabla 4. 6. Rangos de colores para los signos utilizados en la clasificación del paciente

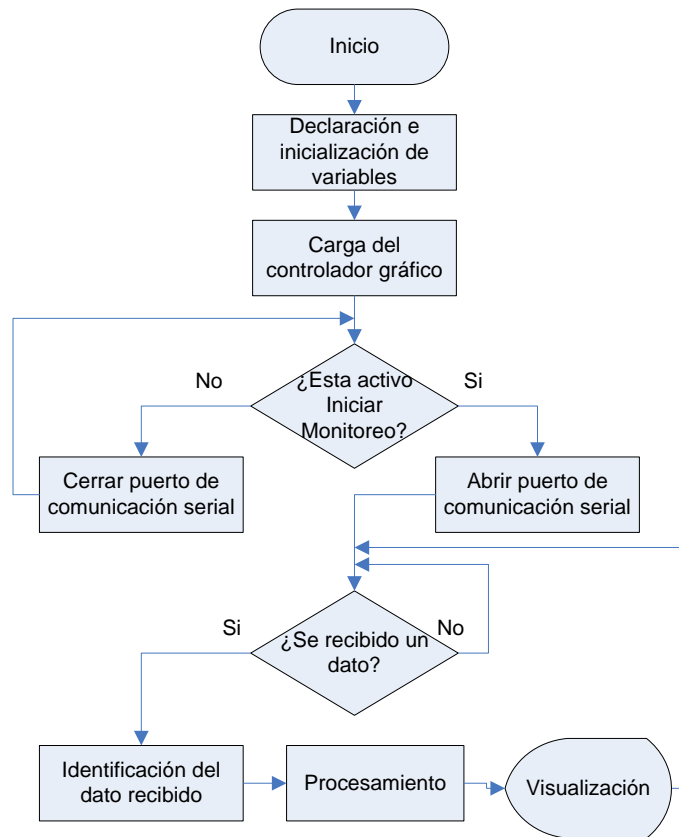


Figura 4. 41. Diagrama de flujo de la aplicación del bloque despliegue.

Finalmente con el desarrollo del presente capítulo se puede identificar toda la información relacionada con el diseño de la placa de sensado tanto en *hardware* como en *software*, cumpliendo con características de tamaño, costo y consumo de potencia de importancia para el desarrollo final del proyecto MERIS. De igual forma, el código de la aplicación se encuentra consignado en el anexo D (código de la aplicación del sistema de sensado para el proyecto MERIS).

5 PRUEBAS EFECTUADAS SOBRE EL SISTEMA DE SENSADO

5.1 INTRODUCCIÓN

En este capítulo se describirán las pruebas realizadas para verificar el funcionamiento de cada uno de los bloques que componen la placa de sensado, es decir pulsoxímetro, termocupla y el despliegue, además de la prueba realizada a todo el sistema y su consumo de potencia tanto el modo activo como en el bajo consumo. De igual forma, se describe los problemas encontrados en cada uno de los bloques así como la solución implementada.

5.2 PRUEBAS SOBRE EL PULSOXÍMETRO

Se realizaron seis pruebas para verificar el correcto funcionamiento del pulsoxímetro, las dos primeras dirigidas al generador de pulsos conformado por un puente H y el DAC, las dos siguientes a la punta del pulsoxímetro, una al filtro FIR y finalmente una para comprobar la cuantificación de la señal de entrada expresada como FC y SaO₂.

5.2.1 Generador de pulsos

Se realizaron dos pruebas para este bloque, la primera, verifica el funcionamiento del puente H encargado de generar los pulsos para la conducción de los diodos y la segunda confirma la correcta interacción del DAC con el puente H.

🔧 Prueba 1: comportamiento del puente H

Objetivo: comprobar el correcto funcionamiento del puente H.

Procedimiento: se realizó el montaje del puente H, propuesto por *Texas Instruments* figura 5.1, la prueba consistió en inducir las regiones de corte y saturación de forma manual en los transistores, para activar alternadamente cada uno de los diodos; D1 (rojo) y D2 (infrarrojo).

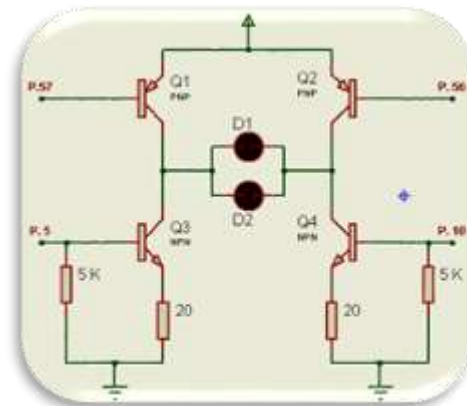


Figura 5. 1. Puente H propuesto por *Texas Instruments*

Observaciones: los transistores NPN no conducían y presentaban problemas de recalentamiento al no estar bien polarizados por las resistencias ubicadas entre sus bases y emisores; resistencias de 20 y 5 K Ω para cada uno de las bases de los transistores.

Solución: se rediseño el esquema de polarización del puente dejando únicamente una resistencia conectada a la base de los transistores NPN y aterrizando el emisor a tierra, figura 5.2. Donde las resistencias R1, R2, R3 y R4 son de $1K\Omega$, R5 de $220\ \Omega$, y los transistores PNP 2N3906 y NPN 2N2222.

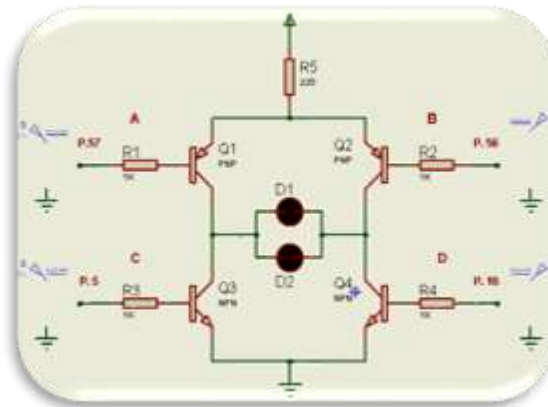
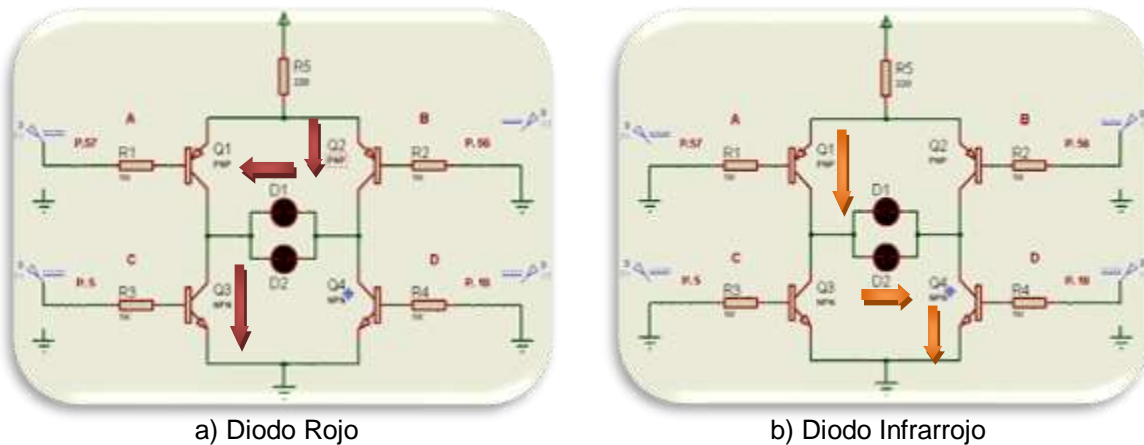


Figura 5. 2. Puente H implementado.

En simulación la conducción en los dos sentidos se logro obtener gracias a la siguiente combinación: si $A=3V$, $B=0V$ y $C=3V$, $D=0V$ conduce el diodo rojo, figura 5.3 a, y mediante la configuración $A=0V$, $B=3V$ y $C=0V$, $D=3V$ conduce el diodo infrarrojo, figura 5.3b.



a) Diodo Rojo

b) Diodo Infrarrojo

Figura 5.3. Puente H con las dos configuraciones de conducción.

Resultado: los transistores conducen sin calentamientos, en la figura 5.4 se presenta la activación de forma manual para cada uno de los diodos, se reemplazo para esta prueba el diodo infrarrojo por un diodo verde para poder visualizar su encendido.

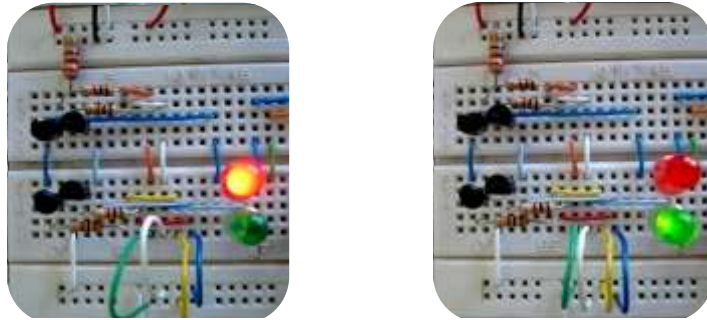


Figura 5. 4. Puente H funcionando manualmente

✚ Prueba 2: Conmutación del puente H desde el MSP430.

Objetivo: comprobar el envío de las señales de activación de los diodos desde el microcontrolador cada 2 milisegundos.

Procedimiento: al montaje del puente H, modificado figura 5.2, se le enviaron las señales correspondientes de activación de cada uno de los diodos por medio del software.

Observaciones: los transistores no conmutaban dado que las salidas del microcontrolador VREF+ y P6.6 controladas por el DAC (pines encargados de alimentar las bases de los transistores NPN) se encontraban invertidas con respecto a las bases de los transistores, por tanto, los diodos no se activaban.

Solución: se plantearon dos opciones: la primera, consistía en modificar el código para que el generador de pulsos funcionara como se presenta en la figura 5.2. La segunda, era intercambiar los pines 5 y 10 del microcontrolador que están asociados a las bases de los transistores NPN. Esta última fue la seleccionada ya que sólo se requiere intercambiar los pines así el puente H queda conectado al microcontrolador como se presenta en la figura 5.5.

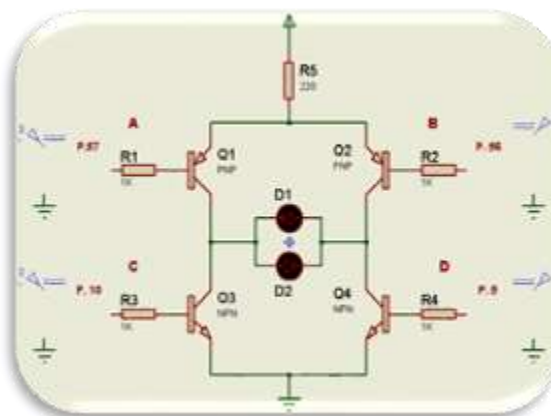


Figura 5. 5. Puente H, conectado al microcontrolador.

Resultado: se obtiene sobre las bases de los transistores las señales de activación cada 2 milisegundos. En la figura 5.6 se presentan los pulsos sobre las bases de los transistores NPN para cada uno de los diodos y la imagen de activación desde el microcontrolador.

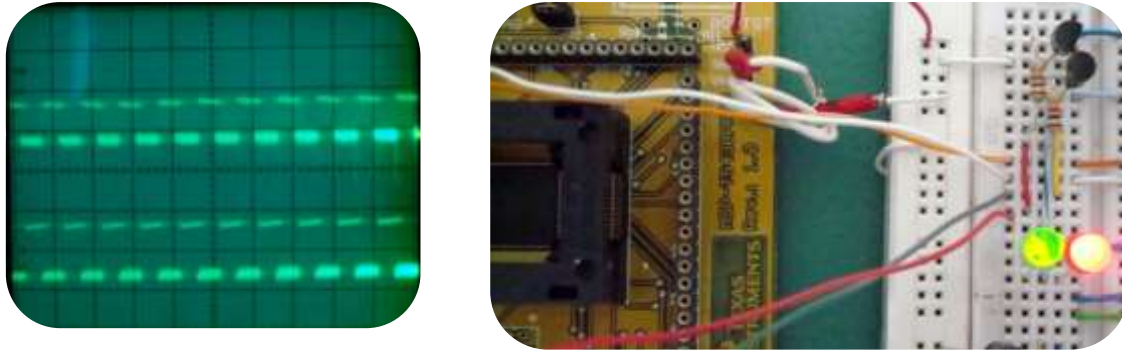


Figura 5. 6. Pulsos sobre las bases de los transistores.

5.2.2 Punta de prueba

El grupo creo dos puntas de prueba denominadas punta *ribbon* y punta blindada, figuras 5.7.a y 5.7.b respectivamente. Para la construcción de cada una de ellas se ubicaron los diodos emisores (infrarrojo y rojo) y el diodo PIN de tal modo que se obtuvieran los niveles máximos de voltaje captados por este ultimo.

Los materiales para la fabricación de la punta *ribbon* se describen en el capítulo 4, para la punta blindada se utilizó cable protegido contra señales interferentes, *fomy* donde se ubican los diodos y papel aluminio entre las capas de *fomy*, además, las tierras de cada uno de los cables se conectaron directamente a tierra.



a) Versión inicial



b) Versión final

Figura 5. 7 Versión inicial y final de la pinza del pulsoxímetro

✚ Prueba 3: Elección punta pulsoxímetro.

Objetivo Contrastar las señales de salida del diodo PIN de los dos modelos de puntas diseñados por el grupo.

Procedimiento: una vez construidas las puntas de prueba, se realizó el montaje de la etapa de adecuación para la señal proveniente del diodo PIN, la cual entra al OA0 (interno del MSP430) para cambiar las variaciones de corriente sobre el diodo PIN a variaciones de voltaje, figura 5.8; esta configuración se integro al puente H, y se enviaron las señales de activación desde microcontrolador, a continuación se midió el voltaje de salida del AO0 para cada una de las puntas.

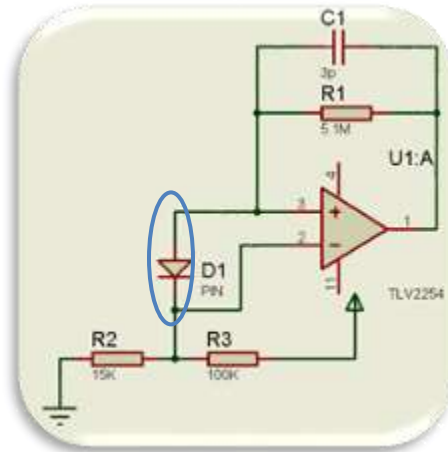
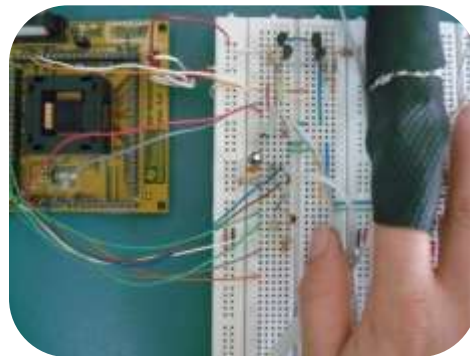
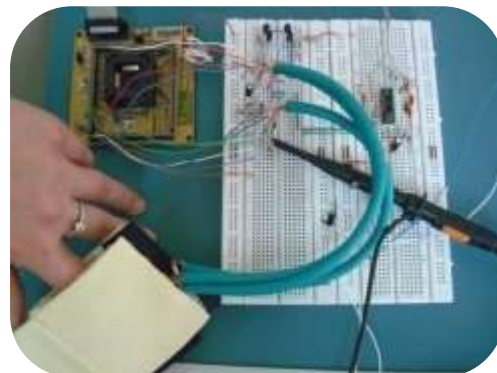
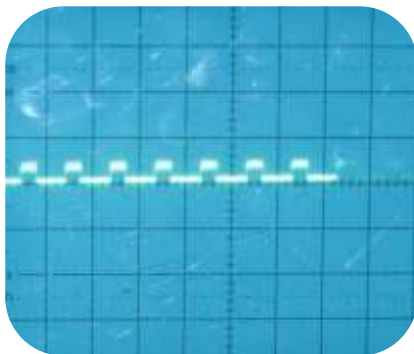


Figura 5.8. Etapa de adecuación para la señal proveniente del diodo PIN

Observaciones: La punta *ribbon* permitía el paso de señales parasitas, concretamente las señales en el rango de los 50-60Hz (luz ambiental), debido a que el cable no posee ninguna cubierta (blindaje) que permitiera proteger las señal de perturbaciones e interferencias, la figura 5.9 ilustra la salida del AO0 para las dos puntas, el osciloscopio está configurado a 0.2 voltios por división.



a) señal de salida del AO0 para la punta *ribbon*



b) señal de salida del AO0 para la punta blindada

Figura 5.9. Señal de salida del AO0 para las puntas *ribbon* y blindada.

Resultado: La punta blindada es la seleccionada dado que permite que el diodo PIN capte una mejor señal. No obstante, para la verificación del funcionamiento del sistema de sensado se utilizaron generadores de señal para emular la señal de salida de la punta.

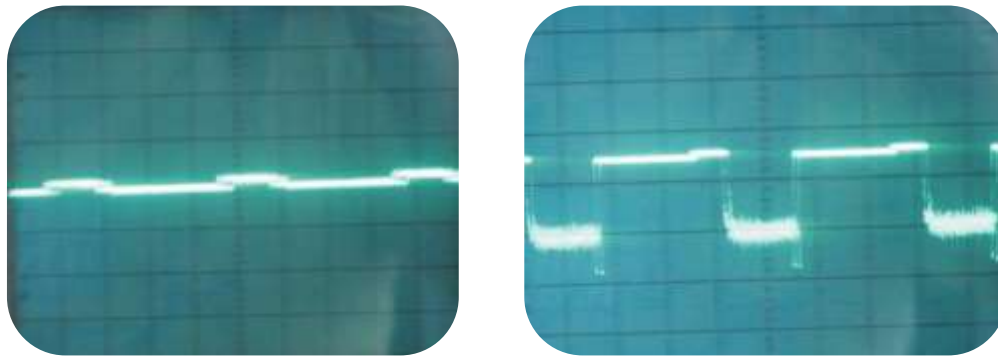
✚ Prueba 4: Etapa de amplificación.

Objetivo: verificar que la señal de salida del AO1 (configurado como inversor) esta amplificada.

Procedimiento: partiendo del montaje establecido para la prueba anterior, se enviaron las señales de activación desde microcontrolador y se midió el voltaje de salida del AO1.

Observaciones: en la figura 5.10.a se presentan la señal de entrada al AO1 de 0.1 V (osciloscopio configurado a 0.5 V/división), y en la figura 5.10.b se visualiza la salida del AO1 de 1.6 V (osciloscopio configurado a 1 V/división).

Resultados: la señal de salida del AO1 que es la señal a cuantificar ha sido amplificada al valor de ganancia esperado, es decir, 16 veces.



a) señal de entrada al AO1

b) señal de salida al AO1

Figura 5.10. Señales de entrada y salida del AO1.

5.2.3 filtrado de la señal captada por el diodo PIN

Se realizo una prueba que permite garantizar el funcionamiento del filtro FIR digital.

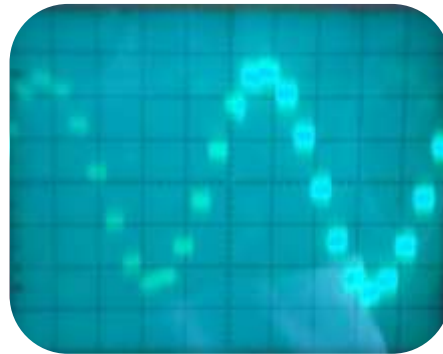
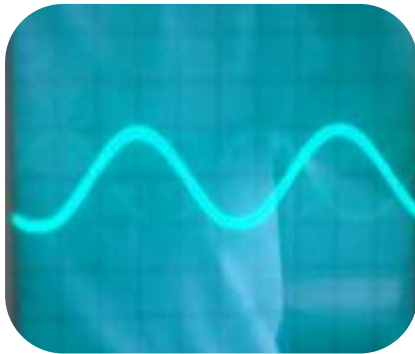
✚ Prueba 5: Filtro FIR pasa bajo.

Objetivo: comprobar que el filtro FIR atenúa efectivamente las señales comprendidas en el rango de 50 – 60 Hz donde se ubican fuentes de interferencia (ruido ambiental).

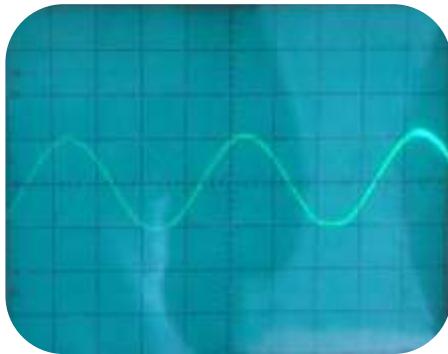
Procedimiento: para esta prueba en el MSP430 se configuro el canal cero del ADC en modo conversión simple con voltaje de referencia a 2.5 V y el DAC con resolución de 12 bits y un rango de salida voltaje a 1X del Vref. Se generaron dos señales de entrada 40 y 50 Hz por medio de un generador de frecuencias para ser inyectadas por el pin 75 (canal cero) del micro, una vez la señal ha sido muestreada se pasó por el filtro digital FIR y se midió la salida del DAC en el pin 5.

Observaciones: en la figura 5.11.a se presenta la señal de entrada de 2 Vpp a 40 Hz (osciloscopio configurado a 1 V/división) y la señal de salida de 0.6 Vpp (osciloscopio

configurado a 0.1 V/división). En la figura 5.11.b se muestra la señal de entrada de 2 Vpp a 50 Hz (osciloscopio configurado a 1 V/división) y la señal de salida de 0.1 Vpp (osciloscopio configurado a 0.1 V/división).



a) señal de entrada y salida para la frecuencia de 40Hz



b) señal de entrada y salida para la frecuencia de 50Hz

Figura 5.11. Señales de entrada y salida para el filtro FIR para las frecuencias de 40 y 50Hz.

Resultados: el filtro digital FIR pasa bajo esta atenuando considerablemente las señales superiores a 50 Hz.

5.2.4 Cálculo de la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno.

Se realizo una prueba que permite visualizar los parámetros de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

Prueba 6: constatar los valores de FC y SaO2.

Objetivo: verificar el correcto funcionamiento del código que realiza los cálculos de FC y SaO2 a través de la herramienta de depuración de IAR *System workbench*.

Procedimiento: Se utilizo el montaje requerido para el pulsoxímetro y se visualizó los valores de FC y SaO2 de una persona.

Observaciones: los valores de FC visualizados difieren en algunos casos de su valor real y los de la SaO2 son incorrectos, dado que estas mediciones son muy sensibles a las variaciones de la posición del dedo sobre la punta de prueba, la cual ha sido fabricada por el grupo y no cuenta con las especificaciones de distancia y ubicación de los diodos encargados de emitir y recibir la señal a ser procesada, figura 5.12.

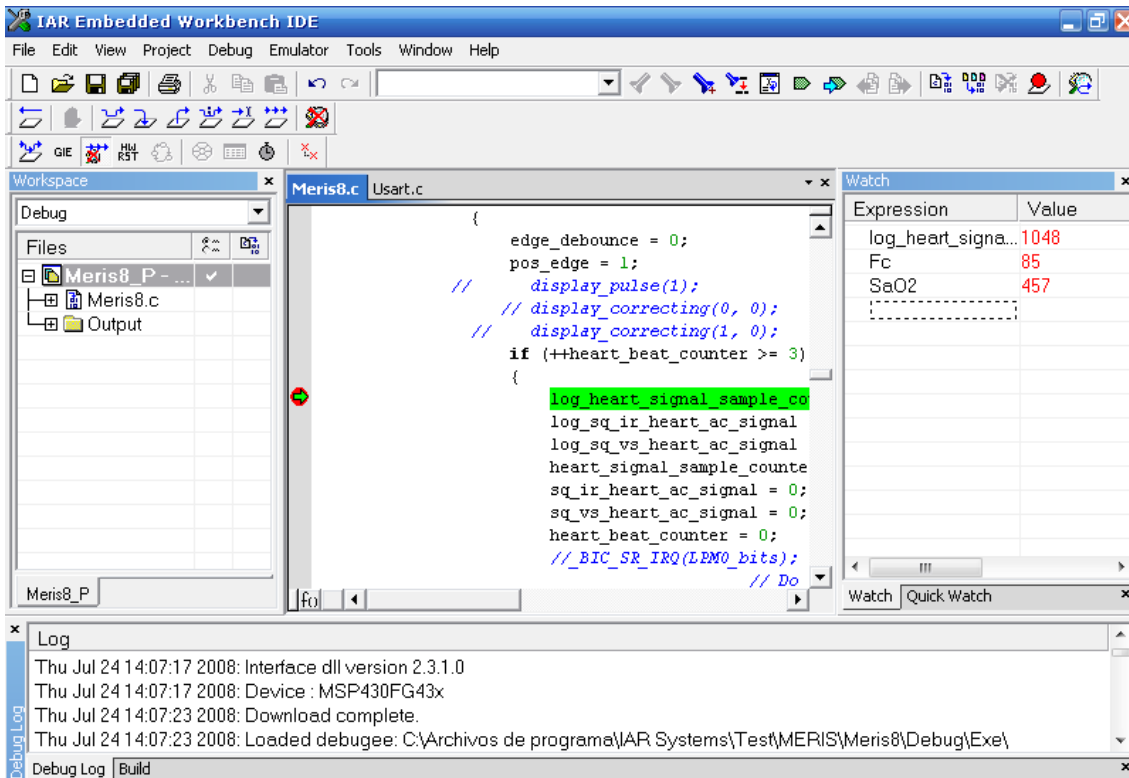


Figura 5.12. Valores de FC y SaO2.

Resultados: Tanto el hardware como el software desarrollado para el pulsoxímetro funcionan correctamente, los inconvenientes presentados en los valores de la FC y SaO2 se solucionarían con la compra de la punta propuesta. De igual forma, se verificó el correcto funcionamiento de la aplicación mediante la inserción de señales simuladas con generadores de funciones.

5.3 PRUEBAS SOBRE LA TERMOCUPLA

Se realizaron cuatro pruebas para verificar el correcto funcionamiento de los bloques de amplificación y filtrado de la señal emitida por la termocupla, así como la comprobación de la aplicación desarrollada para esta.

5.3.1 Amplificación y filtrado de la señal de la termocupla.

El filtro elegido de los presentados en el Anexo C tienen como finalidad eliminar señales parásitas generadas por los dispositivos de corriente alterna, motores, redes eléctricas, entre otras, que producen perturbación y atenuación de la señal generada por la termocupla, encontrándose esta en el orden de los micro-voltios.

El circuito implementado descrito en el capítulo 4 está constituido por dos bloques de amplificación y uno de filtrado, por tanto las pruebas 7, 8 y 9 se orientan a evaluar el funcionamiento de cada uno de estos. Dado que no fue posible adquirir la termocupla seleccionada, se recurrió a un generador de frecuencias, el cual no permitía generar señales del orden de los microvoltios propias de la termocupla, sino del orden de 50 mV en adelante.

✚ Prueba 7: verificación de la primera etapa de amplificación

Objetivo: comprobar que la señal emitida por la termocupla es amplificada a una ganancia de 100 veces.

Procedimiento: se introdujo una señal de 100 mVpp al amplificador operacional LM324N seleccionado para la etapa de pruebas, dado que el TLV2254 no fue posible encontrarlo en el mercado local, y se midió la salida del AO, esperando una señal de 10Vpp.

Observaciones: Para la señal de entrada seleccionada se obtuvo una señal de salida de 8,62 Vpp, no obstante, este valor no es el valor real de la señal dado que parte de esta ha sido recortada porque se suministro un voltaje de alimentación de +/- 5 V al amplificador. En la figura 5.13 se presenta la señal de entrada (osciloscopio configurado a 50mV/división) y salida de la primera etapa de amplificación (osciloscopio configurado a 2V/división).

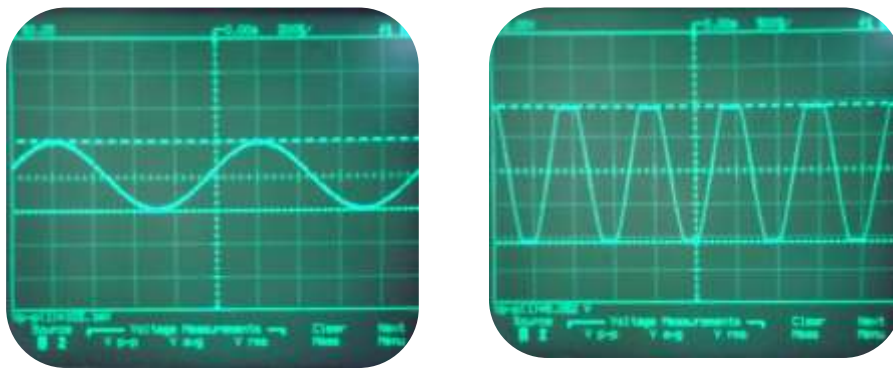


Figura 5.13. Señal de entrada y salida de la primera etapa de amplificación.

Resultados: la primera etapa de amplificación si ofrece una ganancia de 100 veces.

✚ Prueba 8: comprobación de la segunda etapa de amplificación

Objetivo: comprobar que la señal de salida de la segunda etapa de amplificación es amplificada a una ganancia de 180 veces.

Procedimiento: se introdujo una señal de 100mVpp al amplificador operacional LM324N y se midió la salida del AO.

Observaciones: se obtuvo una señal de salida de 10.81 Vpp recortada ya que se suministro un voltaje de alimentación de +/- 5 V al amplificador. En la figura 5.14 se presenta la señal de entrada (osciloscopio configurado a 50mV/división) y salida de la segunda etapa de amplificación (osciloscopio configurado a 2V/división).

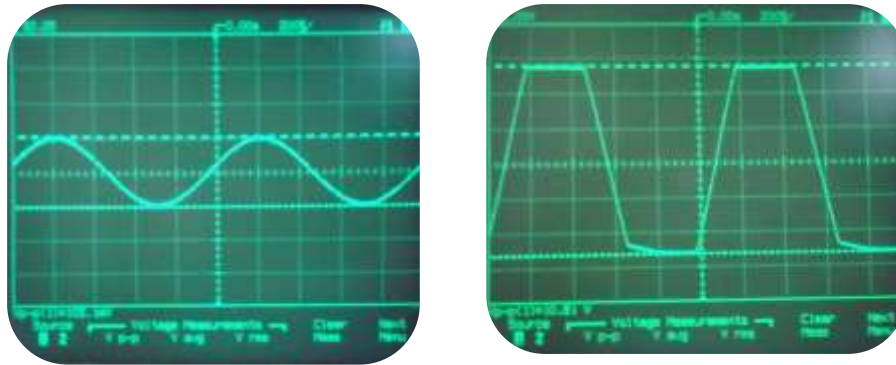


Figura 5.14. Señal de entrada y salida de la segunda etapa de amplificación.

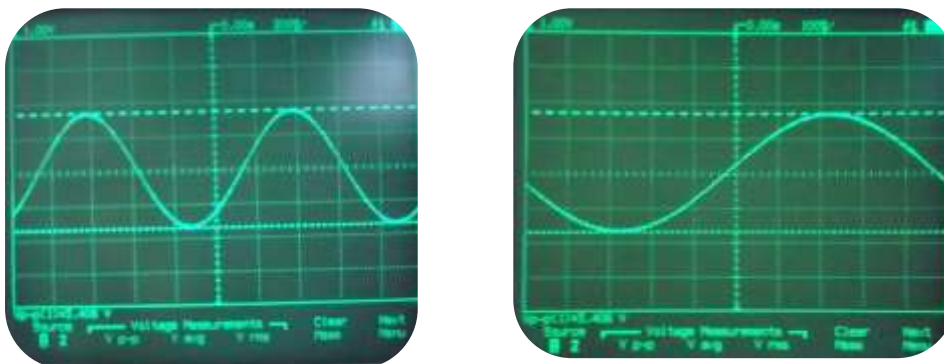
Resultados: la segunda etapa de amplificación si ofrece una ganancia superior a las 100 veces, no se pudo apreciar claramente la amplificación de la señal de entrada, debido a que esta señal se encuentra muy por encima del valor real aplicado a esta etapa de amplificación, recortando la señal de salida.

🔧 Prueba 9: funcionamiento del filtro pasa bajo Butterworth de sexto orden

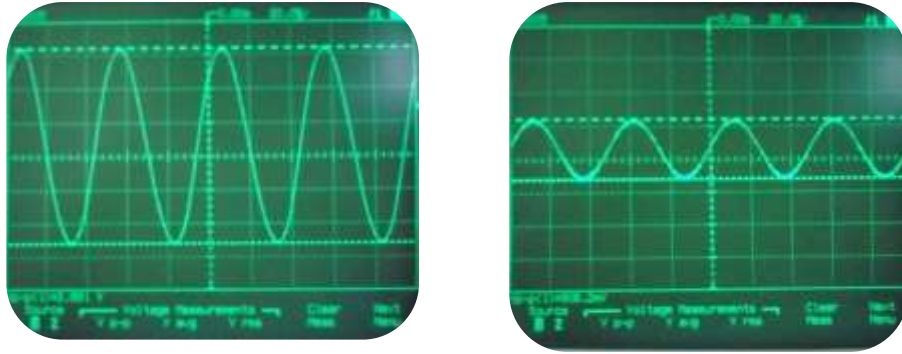
Objetivo: verificar que el filtro pasa bajo permite el paso de señales inferiores a los 10 Hz y atenúa las superiores de este valor.

Procedimiento: Se inyectaron dos señales al filtro una de 1Hz y la otra de 20 Hz con voltaje de 1.8V que es el esperado para la señal de la termocupla después de las etapas de amplificación, y se midió la respuesta para cada una.

Observaciones: En la figura 5.15.a se presentan las señales de entrada y salida para la frecuencia de 1Hz (osciloscopio configurado a 1V/división), se observa que la señal no fue atenuada. Por el contrario, la señal de 1.8 V a 20 Hz fue atenuada a 450 mV, figura 5.15.b (osciloscopio configurado a 500mV/división), el cual es un valor descartado a nivel software, ya que solo se muestra las partes de la señal superiores a 1V.



a) señal de entrada de 1Hz y salida del filtro



b) señal de entrada de 20Hz y salida del filtro

Figura 5.15. Señales de entrada y respuesta del filtro.

Resultados: el filtro se comporta como se espera, dado que atenúa las señales superiores a los 10 Hz.

5.3.2 Cálculo de la Frecuencia Respiratoria.

Se realizó una prueba que permite visualizar el parámetro de frecuencia respiratoria para un valor de respiraciones por minuto (rpm) normal (15) y uno crítico (40).

🔧 Prueba 10: constatar el valor de Frecuencia Respiratoria.

Objetivo: verificar el correcto funcionamiento del código que realiza el cálculo de FR a través de la herramienta de depuración de IAR *System workbench*.

Procedimiento: Se utilizó el montaje requerido para la termocupla, y se ingresaron dos señales de 260 y 650 mHz que representan valores de respiraciones por minuto de 15 y 40, respectivamente.

Observaciones: En la figura 5.16 se presentan las señales de entrada de 260 y 650 mHz. y en las figuras 5.17 y 5.18 las imágenes de la herramienta IAR donde se aprecia el valor de la FR para cada una de las señales de entrada, los valores de FR en rpm visualizados a través de IAR concuerdan con los esperados.

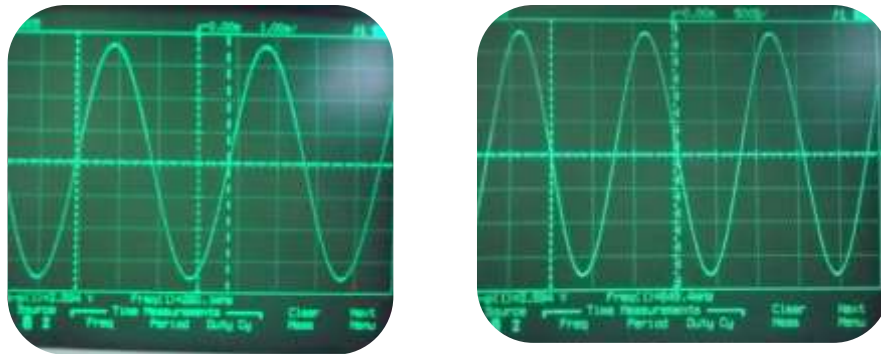


Figura 5.16. Señales de entrada de 260 y 650 mHz.

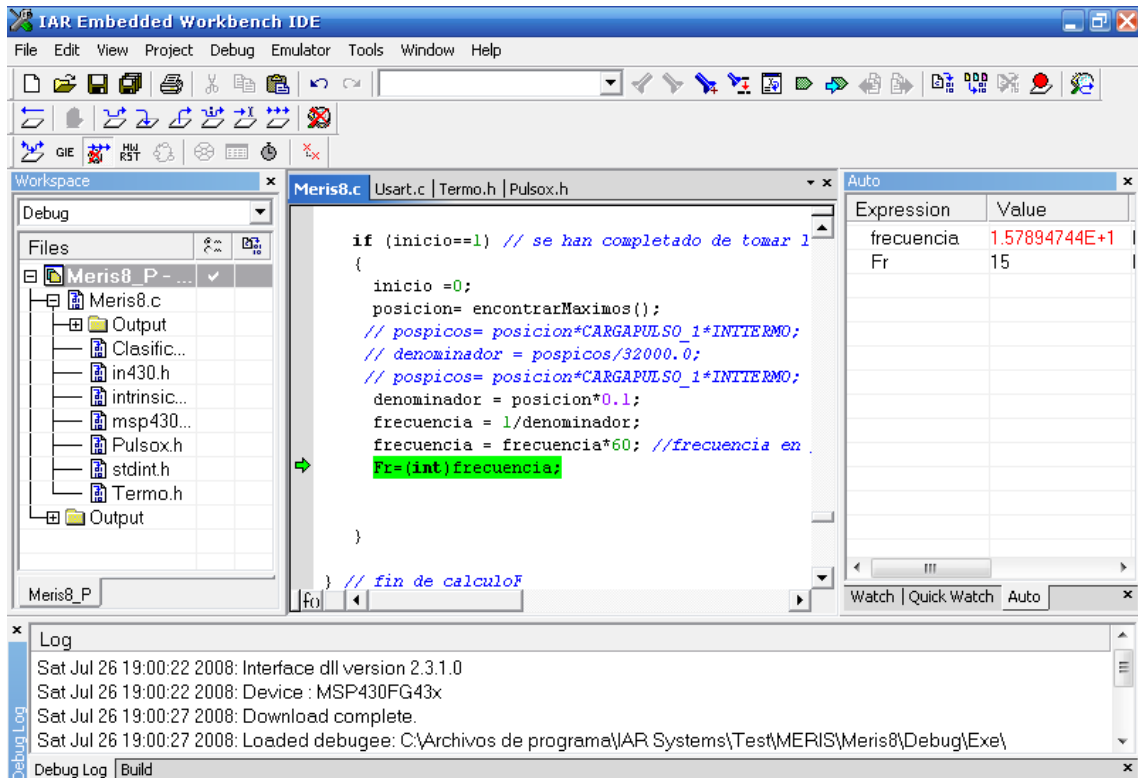


Figura 5.17. Valor de la FR para señal de entrada de 260 mHz.

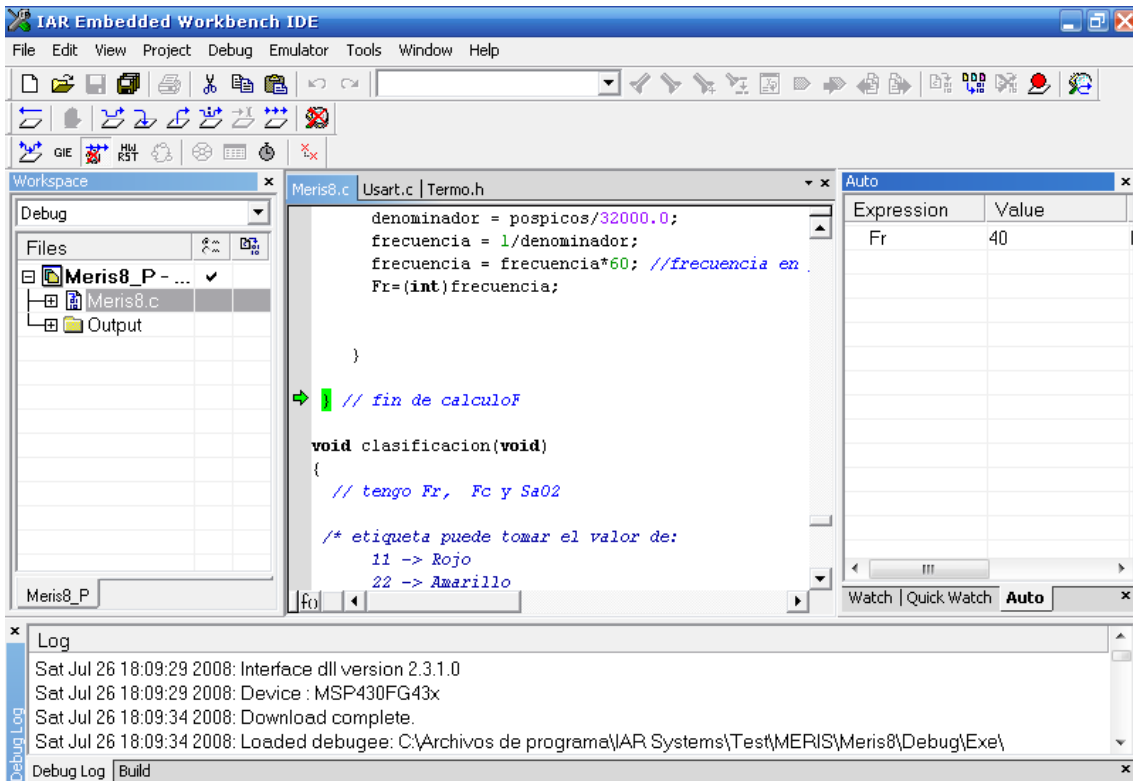


Figura 5.18. Valor de la FR para señal de entrada de 650 mHz.

Resultado: el software desarrollado para la termocupla funciona correctamente, ya que al ingresar las señales de 260 y 650 mHz (15 y 40 respiraciones por minuto respectivamente), después del procesamiento realizado por el microcontrolador, entrega estos mismos valores en el registro de salida.

5.4 PRUEBA DE LA PLACA DE SENSADO

En esta sección se realizaron dos pruebas, la primera, integra los bloques pulsoxímetro, termocupla y clasificación, y la segunda, se le adiciona el bloque de despliegue a los bloques anteriores.

Prueba 11: Integración de bloques: pulsoxímetro, termocupla y clasificación.

Objetivo: verificar que los bloques pulsoxímetro, termocupla y clasificación se integran correctamente.

Procedimiento: Se utilizó el montaje requerido para el pulsoxímetro y la termocupla, al cual se introdujeron dos señales al microcontrolador, la primera de 1,8 Vpp y 260 mHz (15 rpm) para simular la señal de entrada de la termocupla (pin 4), y la segunda de 750 mVpp, 400 mVDC de offset y 1,2 Hz (72 ppm) para simular la señal entrada al pulsoxímetro (pin 2) y a partir de estas dos señales visualizar por medio de la herramienta de depuración IAR Systems los valores de FC, SaO2, FR y clasificación dada según los anteriores parámetros.

Observaciones: En la figura 5.19, se presentan los valores obtenidos de FC, FR, SaO2 y la clasificación de la persona donde 11 significa un estado normal (verde).

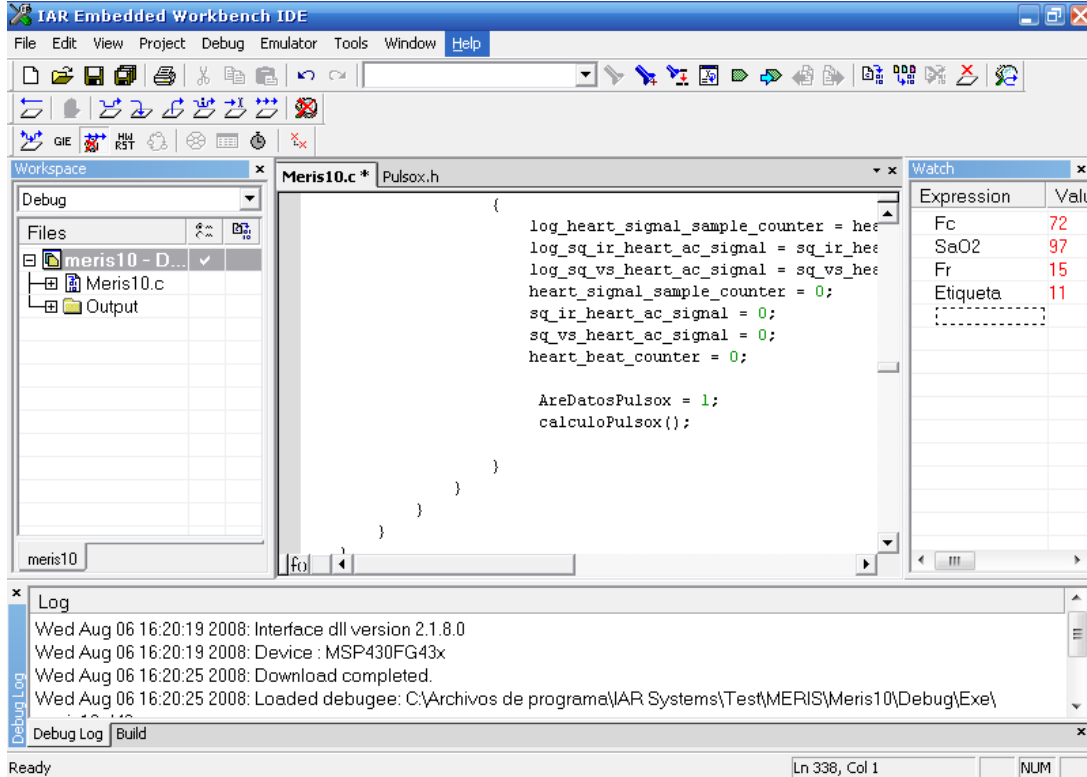


Figura 5. 19. Valores de Fr, Fc, SaO2 y etiqueta como resultado de la clasificación

Resultado: Los valores obtenidos en IAR representan los valores esperados, por tanto, existe una integración de los bloques pulsoxímetro, termocupla y calcificación.

Prueba 12: Recepción de los datos FR, FC, SaO2 y Clasificación en CAP.

Objetivo: Comprobar el despliegue de la información de interés enviada por el MSP430 a la interfaz gráfica CAP (Clasificación Automática de Pacientes).

Procedimiento: a los bloques pulsoxímetro y termocupla se le adicionó el montaje requerido para transmisión y adaptación de las señales provenientes del microcontrolador hacia el puerto serial del computador descrito en el capítulo 4, figura 5.20, y se visualizó los valores de cada uno de los parámetros en CAP.

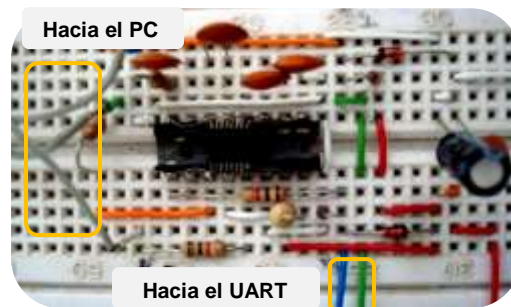
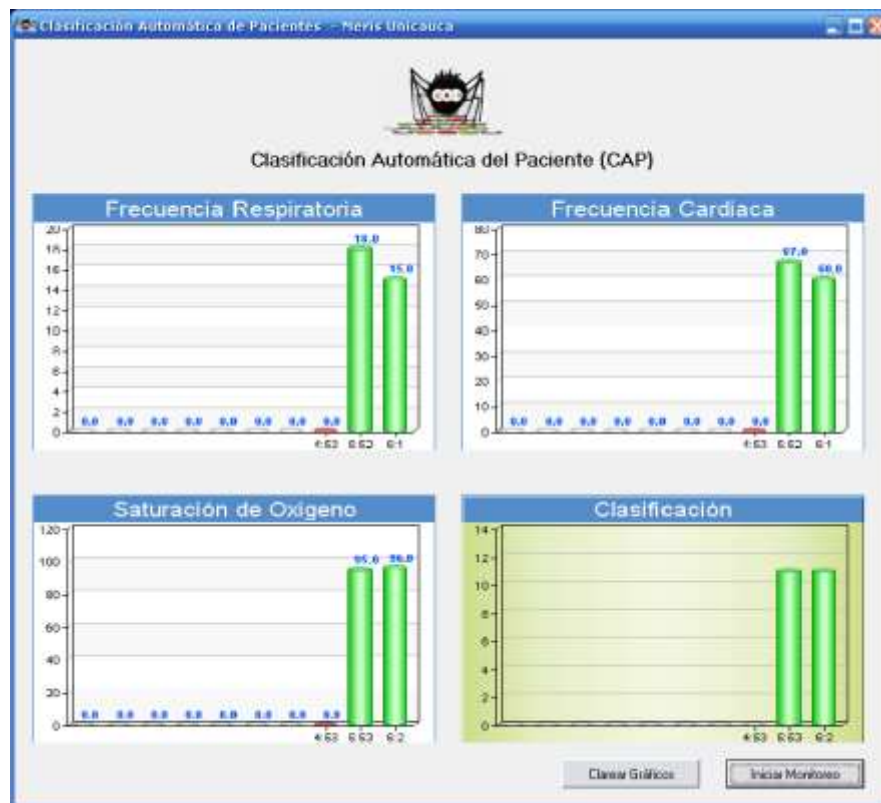
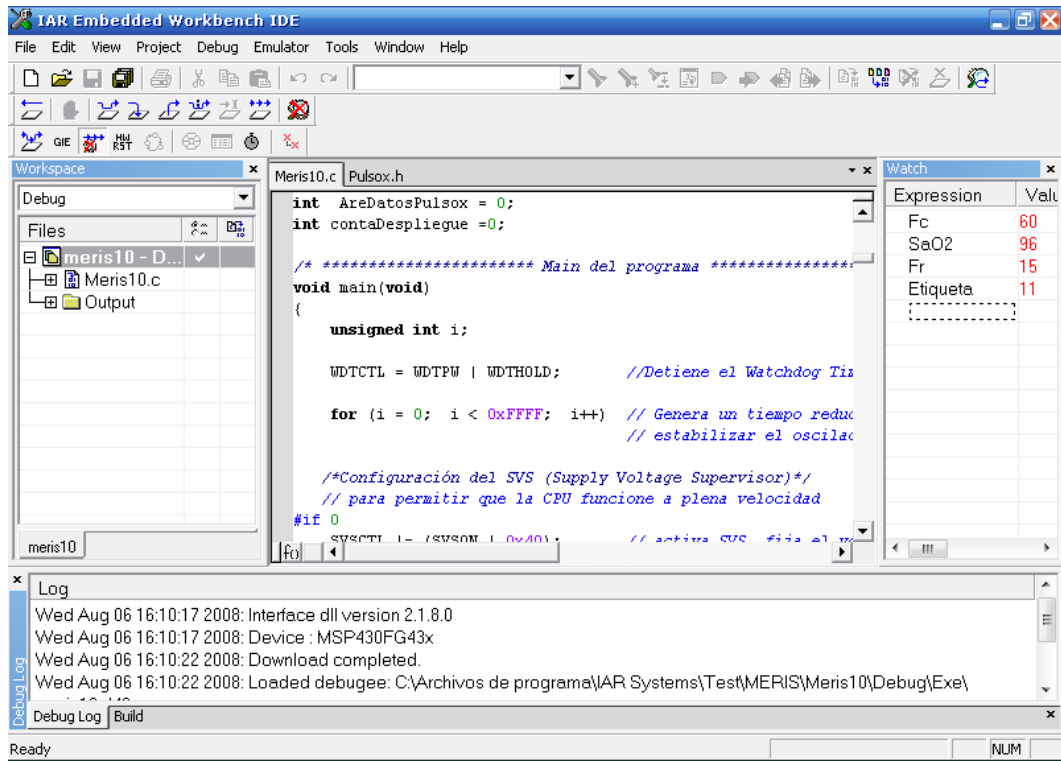


Figura 5. 20. Montaje para la recepción de datos del micro hacia el puerto serie.

Observaciones: los valores presentados en CAP figura 5.21.a concuerdan con los visualizados en IAR, figura 5.21.b.



a) Parámetros Fr, Fc, SaO2 y clasificación en CAP



b) Parámetros Fr, Fc, SaO2 y clasificación en IAR

Figura 5. 21. Parámetros Fr, Fc, SaO2 y clasificación en CAP e IAR.

Resultado: la interfaz gráfica desarrollada funciona correctamente dado que concuerdan los parámetros (Fc, SaO2, Fr y Etiqueta) procesados con los transmitidos.

5.5 CONSUMO DE POTENCIA DEL SISTEMA

Se realizaron tres pruebas para medir el consumo de potencia del sistema de sensado en los modos activo y de bajo consumo (LMP0, *Low Power Mode 0*), la primera se efectuó sólo conectando el pulsoxímetro, la segunda únicamente la termocupla y la tercera conectando los dos bloques mencionados anteriormente. Para medir el consumo de potencia en cada una de las pruebas se hizo uso de un multímetro.

🔧 Prueba 13: consumo de potencia del pulsoxímetro.

Objetivo: cuantificar el consumo de potencia del pulsoxímetro.

Procedimiento: se utilizó el montaje del pulsoxímetro, y se programó el microcontrolador con el código asociado a este, y se midió la corriente en serie a la fuente.

Observaciones: en la tabla 5.1, se pueden observar los valores de consumo de potencia para el pulsoxímetro donde su modo activo demanda 0.63 mA más que el modo en bajo consumo.

Consumo pulsoxímetro [mA]	
Modo activo	Modo bajo consumo
11,86	11,23

Tabla 5. 1. Consumo de potencia del bloque pulsoxímetro.

Resultado: se cuantificó el consumo de potencia para el pulsoxímetro.

Prueba 14: consumo de potencia termocupla.

Objetivo: cuantificar el consumo de potencia del montaje implementado para la termocupla.

Procedimiento: se utilizó el montaje para la termocupla y se programó el microcontrolador con el código asociado a este, y se midió la corriente en serie a la fuente.

Observaciones: se encuentra una gran diferencia (1,89 mA) de consumo para el montaje de la termocupla entre sus modos activo y de bajo consumo dado que en el primer modo se realiza gran parte del procesamiento de la señal cuando todos los relojes del sistema están activos.

Consumo termocupla [mA]	
Modo activo	Modo bajo consumo
2,69	0,8

Tabla 5. 2. Consumo de potencia del bloque termocupla.

Resultado: efectivamente se aprecian las diferencias de consumo de potencia en el montaje realizado para la termocupla.

Prueba 15: consumo de potencia por el sistema de sensado.

Objetivo: medir el consumo de potencia del sistema de sensado.

Procedimiento: se empleó el montaje del sistema de sensado (pulsoxímetro y termocupla), figura 5.22, en el cual se introdujeron las señales para el funcionamiento del mismo.

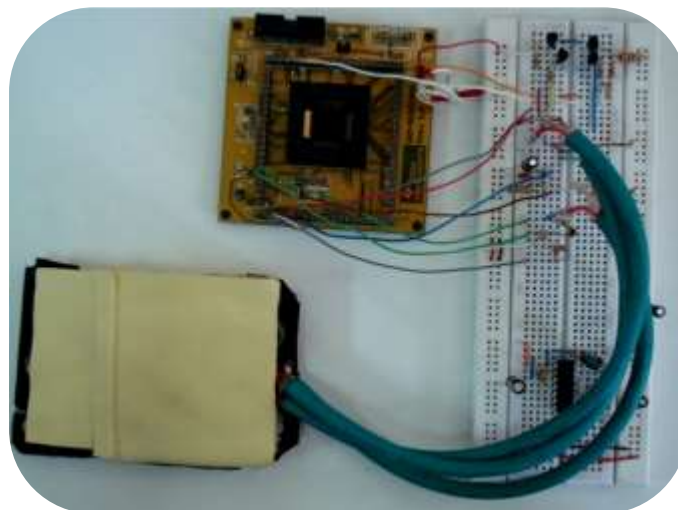


Figura 5. 22. Montaje del sistema de sensado.

Observaciones: en la tabla 5.3, se presentan los valores de consumo de potencia del sistema de sensado.

Consumo sistema de sensado [mA]	
Modo activo	Modo bajo consumo
11,99	11,11

Tabla 5. 3. Consumo de potencia del sistema de sensado.

Resultado: el consumo del sistema en modo activo es levemente superior al modo de bajo consumo dado que la mayor parte del procesamiento de las señales entregadas por los bloques pulsoxímetro y termocupla se llevan en la atención a la interrupción del Timer0, Anexo D.

La tabla 5.4, presenta una comparación en términos de consumo de energía entre el presente proyecto (CAP- Clasificación Automática del Paciente) con los proyectos CodeBlue y el nodo CEI. El proyecto CodeBlue desarrollado por la Universidad de Harvard [78], es uno de los más representativos en la atención a víctimas en situaciones de emergencia facilitando así el monitoreo constante de múltiples pacientes, sin embargo, es importante aclarar que este proyecto depende de una infraestructura de red fija.

Proyecto	Consumo de energía [mA]	
	Modo activo	Modo bajo consumo
CAP	11,99	11,11
CodeBlue	26	---
CEI	110	---

Tabla 5. 4. Consumo de potencia CAP, CodeBlue, y CEI.

Como se puede apreciar en la tabla 5.4, existe una notoria diferencia de 14,01 mA de consumo entre el nodo CodeBlue y CAP en su versión *proto-board*. De igual forma, esta diferencia es un valor estimado dado que los elementos utilizados en las pruebas no son los que finalmente integrarían la placa PCB diseñada por el grupo. Por otra parte, el consumo de potencia de CAP reduciría efectivamente el consumo del nodo CEI dado que la placa de sensado desarrollada podría integrar dos capas del nodo CEI en una, es decir, la capa de sensado y la de procesamiento.

La optimización del consumo de potencia se logra gracias a cinco factores, el primero es la selección de transductores que no requieren fuente de alimentación externa, el segundo, la utilización de integrados de bajo consumo de potencia tales como: el microcontrolador MSP430FG439, amplificadores operacionales TLV2254 y elementos de montaje superficial para la implementación final de la placa PCB, el tercero, la reducción de dispositivos externos al venir estos incluidos en el microcontrolador (AO, DAC, ADC entre otros), el cuarto, el uso de un reloj externo de baja frecuencia (32kHz) dado que disminuye el consumo de corriente, y finalmente la activación del módulo de bajo consumo de potencia (LMP0) del microcontrolador el cual consume hasta 55uA a una frecuencia de 1MHz [61]. Los factores mencionados anteriormente son los que permiten la optimización del consumo de potencia de la placa de sensado en el nodo CEI.

6 CONCLUSIONES, RECOMENDACIONES y TRABAJOS FUTUROS

6.1 INTRODUCCIÓN

En el transcurso de este capítulo se dará explicación de los logros obtenidos por el presente trabajo de grado, destacando la importancia de cada uno de los aportes generados tanto en la parte hardware como software, además de involucrar algunas recomendaciones importantes para la terminación de la placa final. De igual forma, se presentan las conclusiones que ayudaran para la proyección de trabajos futuros y la continuación de este proyecto.

6.2 CONCLUSIONES

Se generaron algunas conclusiones que describen los aportes y objetivos alcanzados por este trabajo.

- Mediante el desarrollo de este proyecto y gracias a la aplicación de unas encuestas, se lograron percibir varias necesidades que poseen los cuerpos de socorro seccional Cauca debido a las reducidas herramientas y a los pocos mecanismos con los que cuentan para el proceso de monitorización y clasificación de víctimas en eventos catastróficos. Se concluyó que gran parte de los incrementos en las víctimas mortales durante la ocurrencia de un siniestro catastrófico, se deben principalmente a que estos organismos no cuentan con el personal y equipamiento suficiente y adecuado con el que puedan prestar una rápida y efectiva atención a este tipo de emergencias de víctimas masivas. De acuerdo a este estudio y a la propuesta generada por este proyecto, se generó el primer prototipo de una herramienta de bajo costo, bajo consumo de potencia y tamaño reducido, útil para el proceso realizado por los cuerpos de socorro, en la prestación de la atención a nivel pre-hospitalario de las víctimas presentes en situaciones catastróficas, que se encargara de realizar la toma de los signos vitales (frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y saturación de oxígeno) y además de entregar gracias a estos datos una clasificación inicial del paciente.
- Se concluyó que tanto el método de pulsioximetría y el método de medición de flujo de aire, seleccionados para el desarrollo de la placa de sensado, son métodos idóneos para este trabajo ya que además de comprender transductores e interfaces de bajo consumo de potencia, permiten tener un monitoreo completo de los principales signos vitales de un paciente de manera precisa y constante, además la implementación de estos no requieren un gran costo, siendo de esta manera útiles para los organismos de socorro que demandan herramientas eficientes y económicas.
- Se encontró, que la familia de microcontroladores MSP430 son una buena alternativa a la hora de implementar un sistema robusto y útil en aplicaciones que requieran bajo consumo de potencia, dado que además de trabajar con tecnología y niveles CMOS, posee módulos que reducen etapas externas (convertidores analógico digital – ADC, digital analógico – DAC, amplificadores operacionales - AO), e incorpora modos de trabajo que reducen al máximo el consumo de potencia. De la misma manera son dispositivos de bajo costo y reducido tamaño encontrándose en diversos empaquetamientos utilices para el diseño PCB, generando de esta forma portabilidad y eficacia en los trabajos implementados.

- En el mercado se encuentran algunas herramientas así como CodeBlue que realizan la tarea de clasificación de pacientes a nivel pre-hospitalario. Esta herramienta posee algunas limitantes entre las que se encuentra el no poseer interfaz para la medición de frecuencia respiratoria siendo esta una constante vital, importante a la hora de realizar un proceso de clasificación de víctimas, dando de esta manera un corto alcance para la labor que deben de realizar los cuerpos de socorro en momentos catastróficos. Por consiguiente en este proyecto se ha generado una nueva herramienta que se encarga de realizar la clasificación de víctimas mediante la valoración de tres signos vitales (saturación de oxígeno, frecuencia respiratoria y frecuencia cardiaca), suministrando además movilidad, bajo costo y bajo consumo de potencia.

6.3 RECOMENDACIONES

De la misma manera se generaron algunas recomendaciones útiles para lograr el buen funcionamiento de la placa de sensado final, buscando la corrección de algunos problemas encontrados en el desarrollo de este proyecto.

- Es de gran importancia que para la implementación final del proyecto MERIS, se realice la adquisición de una pinza no artesanal diferente a la diseñada en este trabajo de grado, que posea características que garanticen su buen funcionamiento (cable blindado y delgado, directividad de los diodos emisores y receptores, tamaño, adaptable), y así lograr evitar inconvenientes de ruido e interferencias presentados.
- Es conveniente implementar métodos más complejos que reduzcan al máximo el ruido encontrado en el medio, ya que este puede perturbar tanto las señales a sensar así como la estabilidad del microcontrolador encargado de realizar todo el procesamiento de la información.
- Existe la tarea de vincular proyectos de la FIET con proyectos de la Facultad de Ciencias de la Salud, ya que en esta última se puede encontrar una fuente de necesidades, que podrían ser solucionadas mediante proyectos de esta envergadura y así suministrar una salida a muchos de los problemas que sufre actualmente la humanidad.

6.4 TRABAJOS FUTUROS

- Para un diseño futuro sería de gran importancia la generación de un módulo dentro del proyecto MERIS que lograra realizar el proceso de ubicación geográfica de los nodos y en particular de las víctimas, debido a que en aéreas extensas y en zonas de difícil acceso, sería muy dificultoso identificar el punto exacto donde se encuentre cada una de estas.
- Es importante que para un proyecto futuro, se involucren en la clasificación otros tipos de variables que permitan acertar de manera más objetiva el estado en que se encuentre una víctima. Es por esto que sería valioso incorporar en MERIS un módulo que permita encontrar el estado emocional y psicológico en el que se encuentra el paciente (índice de coma de Glasgow), ya que en la mayoría de los sistemas de clasificación utilizados por los cuerpos de socorro aplican la identificación de estas variables.

Finalmente se concluye que el hombre esta día a día sometido a múltiples desastres sobrenaturales que pueden alterar el normal desarrollo de sus actividades, además de

generar muertes y destrucción. Por tal motivo es de vital importancia que se tome conciencia de la poca existencia de herramientas necesarias que permitan atender este tipo de eventualidades, buscando de esta manera la generación y el desarrollo de trabajos que busquen el desarrollo de mecanismo que sirvan para prevenir y reducir la cantidad de víctimas mortales generadas por este tipo de incidentes.

REFERENCIAS

-
- [1] República de Colombia. Ministerio de salud. *Guías para el manejo de urgencias – Trauma*. Santa Fe de Bogotá. Ministerio de salud, 1993.
- [2] C. Rodríguez, “Atención Prehospitalaria,” *H-Ministerio de Salud*, Agosto 2007. [En línea]. Disponible: <http://www.aibarra.org/guias/1-18.htm> . [Consultada Nov. 12, 2007].
- [3] D. Muñoz, L. Silva, *Asistencia a múltiples víctimas, catástrofes para enfermería*. Sevilla: Editorial MAD-Eduforma, 2006.
- [4] R. Martínez, “Triage de campo,” *Hospital universitario fundación Santa Fé de Bogotá*. [En línea]. Disponible: <http://hospitaluniversitario.fsfb.org.co/resources/getresource.aspx?ID=514>. [Consultada Ene. 01, 2008].
- [5] Organización Panamericana de la Salud, “Organización de los Servicios de Salud para Situaciones de Desastre,” *Health Library for Disasters*. [En línea]. Disponible: <http://www.helid.desastres.net/?e=d-000who--000--1-0--010---4-----0--0-10|--11en-5000---50-about-0---01131-001-110utfZz-8-0-0&cl=CL1.2&a=d&d=J068>. [Consultada Ene. 10, 2008].
- [6] G. Illescas, “Triage: atención y selección de pacientes,” *Medigraphic*, Agosto 2006. [En línea]. Disponible: <http://www.medigraphic.com/pdfs/trauma/tm-2006/tm062e.pdf>. [Consultada Dic. 03, 2007].
- [7] I. Ortega, “Triage en los atentados del 11-M. Análisis ético y legal,” *Revista Electrónica de Medicina Intensiva*, Mayo 2004. [En línea]. Disponible: <http://www.uninet.edu/remi/2004/05/REMIA018.htm>. [Consultada Dic. 06, 2007].
- [8] D. Barrett, R. Ellenbogen, y C. Shaffrey, “Triage for the neurosurgeon,” *American Association of Neurological Surgeons*, Marzo 2002. [En línea]. Disponible: <http://www.aans.org/education/journal/neurosurgical/mar02/12-3-5.pdf>. [Consultada Ene. 15, 2008].
- [9] CERT - Community Emergency Response Team. “Simple Triage And Rapid Treatment,” *CERT Los Angeles*, Marzo 2003. [En línea]. Disponible: <http://www.cert-la.com/triage/start.htm>. [Consultada Ene. 26, 2008].
- [10] Organización Panamericana de la Salud, “Programa de Preparativos para Situaciones de Emergencia y Coordinación del Socorro en Casos de Desastre - ATENCION MÉDICA PREHOSPITALARIA PARA CASOS DE DESASTRE,” *Centro Regional de Información sobre Desastres*. [En línea]. Disponible: <http://www.crid.or.cr/digitalizacion/pdf/spa/doc709/doc709.htm>. [Consultada Feb. 01, 2008].
- [11] Cruz Roja Colombiana, “Quiénes somos,” *Cruz Roja Colombiana*. [En línea]. Disponible: <http://www.cruzrojacolombiana.org/dgtree/scripts/contenidos/cnt.php?i=3&page=80>. [Consultada Nov. 02, 2007].
- [12] Bomberos Voluntarios, “Institución,” *Bomberos voluntarios*. [En línea]. Disponible: http://www.bomberoscali.org/html/sitio/index.php?view=vistas/es_ES/pagina_16.php. [Consultada Oct. 25, 2007].

-
- [13] Defensa Civil Colombiana, "La entidad," *Defensa Civil Colombiana*, Julio 2007. [En línea]. Disponible: <http://www.defensacivil.gov.co/portal/apps/php/index.php>. [Consultada Oct. 06, 2007].
- [14] B. H. Brown, *Medical Physics and Biomedical Engineering*. CRC Press, 1998.
- [15] VivoMetrics, "Respiratory Monitoring: Advantages of Inductive Plethysmography over Impedance Pneumography," *VivoMetrics*. [En línea]. Disponible: <http://www.vivometrics.com/docs/Ab%20and%20posters/2003%20White%20Paper%20Respiratory%20Monitoring%20Advantages%20of%20Inductive%20Plethysmography%20over%20Impedance%20Pneumography%20Landon.pdf>. [Consultada Feb. 25, 2008].
- [16] R. S. Khandpur, *Biomedical Instrumentation: Technology and Applications*. McGraw Hill, 2004.
- [17] S. Humphery, "Instrumentation and signal processing for the detection of sleep apnea," *Universidad de Queensland*, Octubre 2003. [En línea]. Disponible: <http://innovexpo.itee.uq.edu.au/2003/exhibits/s362975/thesis.pdf>. [Consultada Ene. 12, 2008].
- [18] G. Mazeika, R. Swanson, "Respiratory Inductance Plethysmography An Introduction," *Pro-Tech*. [En línea]. Disponible: http://www.pro-tech.com/Downloads/Misc/pdf/RIP_Intro.pdf. [Consultada Feb. 17, 2008].
- [19] D. Rapoport, R. Norman y M. Nielson, "Nasal Pressure Airflow Measurement An Introduction," *Pro-Tech*. Disponible: <http://www.ptservices.com/Downloads/Misc/pdf/primer.pdf>. [Consultada Dic. 06, 2007].
- [20] R. Berry, G. Koch, S. Trautz, y M. Wagner, "Comparison of Respiratory Event Detection by a Polyvinylidene Fluoride Film Airflow Sensor and a Pneumotachograph in Sleep Apnea Patients," *Chest – Official publication of the American College of Chest Physicians*. Disponible: <http://www.chestjournal.org/cgi/reprint/128/3/1331.pdf>. [Consultada Ene. 09, 2008].
- [21] Infomed, "Exploración del sistema vascular periférico. Pulsos periféricos y presión arterial," *Infomed Red de Salud de Cuba*. [En línea]. Disponible: <http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdguanabo/cap12.pdf>. [Consultada Feb. 03, 2008].
- [22] J. Louis, *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine*. Londres: Springer, 2004.
- [23] Wikipedia, "Impedance cardiography," *Wikipedia*, Marzo 2008. [En línea]. Disponible: http://en.wikipedia.org/wiki/Impedance_cardiography. [Consultada Mar. 23, 2008].
- [24] Medis, "Impedance Cardiograph Measurement," *Medis*, Agosto 2006. [En línea]. Disponible: <http://www.medis-de.com/en/icg.html>. [Consultada Mar. 16, 2008].
- [25] V. Kamat, "Pulse oximetry," *medIND – Biomedical Journals from India*. [En línea]. Disponible: <http://medind.nic.in/iadt02/i4/iadt02i4p261.pdf>. [Consultada Ene. 17, 2008].
- [26] Medis, "Photoplethysmography Measurements," *Medis*, Agosto 2006. [En línea]. Disponible: <http://www.medis-de.com/en/ppg.html>. [Consultada Mar. 12, 2008].

-
- [27] Yun-Thai Li, "Pulse Oximetry," *University of Surrey*. [En línea]. Disponible: <http://personal.ph.surrey.ac.uk/~phs3ps/suri/v2/li.pdf>. [Consultada Mar. 26, 2008].
- [28] Oximetry.org, "Principles of Pulse Oximetry Technology," *Oximetry.org*, Septiembre 20002. [En línea]. Disponible: <http://www.oximeter.org/pulseox/principles.htm>. [Consultada Abr. 03, 2008].
- [29] ImpedanceCardiography.com, "Overview of Impedance Cardiography (ICG)," *ImpedanceCardiography.com*. [En línea]. Disponible: <http://www.impedancecardiography.com/icgover10.html>. [Consultada Abr. 15, 2008].
- [30] E. Lagomarsino, "Hipertensión arterial en pediatría," *Escuela de medicina Pontificia Universidad Católica de Chile*. [En línea]. Disponible: <http://escuela.med.puc.cl/paginas/publicaciones/ManualPed/HTAPediat.html>. [Consultada Mar. 18, 2008].
- [31] A. von Domarus, P. Farreras y F.Cardellach. *Medicina interna*. España: Elsevier, 2005.
- [32] JACC – Journal of the American College of Cardiology, "Utility of Impedance Cardiography for the Identification of Short-Term Risk of Clinical Decompensation in Stable Patients With Chronic Heart Failure," *JACC*, Mayo 2006. [En línea]. 47 (11), 2247 – 2255. Disponible: <http://content.onlinejacc.org/cgi/content/full/j.jacc.2005.12.071v1>. [Consultada May. 03, 2008].
- [33] R. Summers, W. Shoemaker, "Bench to Bedside: Electrophysiologic and Clinica Principles of Noninvasive Hemodynamic Monitoring Using Impedance Cardiography," *Blackwell Publishing*, Junio 2003. [En línea]. Disponible: http://www.blackwell-synergy.com/toc/acem/10/6....M385_Summers_AEM03.pdf. [Consultada Abr. 14, 2008].
- [34] P. López, "Oximetría de pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación," *Medigraphic*, Septiembre 2003. [En línea]. Disponible: <http://www.medigraphic.com/pdfs/h-gral/hg-2003/hg033h.pdf>. [Consultada Abr. 23, 2008].
- [35] Vetronic, "Pulse-Oximetry," *Vetronic*. [En línea]. Disponible en: http://www.vetronic.co.uk/downloads/articles/e0vseh6Lets_talk_about_pulse_oximetry.pdf. [Consultada May. 23, 2008].
- [36] PHILIPS, "Understanding Pulse Oximetry," *PHILIPS InCenter*. [En línea]. Disponible: http://incenter.medical.philips.com/doclib/enc/fetch/586262/586457/Understanding_Pulse_Oximetry.pdf%3fnodeid%3d586458%26vernum%3d2. [Consultada Jun. 02, 2008].
- [37] MIKES TKK Mittaustekniikka Metrology Research Institute, "Blood Pressure and Flow Measurements," *MIKES TKK Mittaustekniikka*. [En línea]. Disponible: <http://metrology.tkk.fi/courses/S-108.4010/2006/luento220206.ppt>. [Consultada May. 11, 2008].
- [38] Manitoba Health, "Pulse Oximetry," *Manitoba*. [En línea]. Disponible: <http://www.gov.mb.ca/health/ems/guidelines/A19.pdf>. [Consultada Abr. 21, 2008].
- [39] Konica Minolta, "Basic understanding of the pulse oximeter," *Maxtec*. [En línea]. Disponible: <http://www.maxtecinc.com/assets/docs/pulsox/aboutPulseOximetry.pdf>. [Consultada Mar. 27, 2008].

[51] SPO Medical, "Technology," *SPO Medical*. [En línea]. Disponible: <http://www.spomedical.com/technology.php> . [Consultada Abr. 09, 2008].

[52] A. Tobola, C. Douniama, "Evaluation Of Alternative Derivation Areas For Plethysmography And Pulse Oximetry," *Inprimo*. [En línea]. Disponible: http://inprimo.org/information/BMT2007_Aachen_Alternative_Derivation_Areas_Plethysmography.pdf . [Consultada Mar. 26, 2008].

[53] Nonin, "Spo2 Reusable Sensors," *Nonin*. [En línea]. Disponible: <http://www.nonin.com/products.asp?ID=22&sec=1&sub=7> . [Consultada Feb. 19, 2008].

[54] ADInstruments, "MLT321/MLT322 Human Pulse Oximetry," *ADInstruments*. [En línea]. Disponible: http://www.adinstruments.com/products/generate_pdf/generate_pdf.php?code=MLT321 . [Consultada Mar. 15, 2008].

[55] M. Nuhr, K. Hoerauf y N. Frickey, "Forehead SpO2 monitoring compared to finger SpO2 recording in emergency transport," *Wiener Rotes Kreuz* . [En línea]. Disponible: http://www.w.redcross.or.at/cn/was_wir_tun/frk/seiten/oximax2004.pdf . [Consultada Mar. 09, 2008].

[56] Measurement Specialties, "Piezo Film Sensors Technical Manual," *Measurement Specialties*. [En línea]. Disponible: <http://www.meas-spec.com/mymssi/download/pdf/english/piezo/techman.pdf>. [Consultada Feb. 20, 2008].

[57] Measurement Specialties, "Piezo Film Product Guide and Price List," *Measurement Specialties*, Abril 2008. [En línea]. Disponible: http://www.meas-spec.com/mymssi/MEAS_download/catalogs/piezo/catalog_price_list.pdf. [Consultada Feb. 22, 2008].

[58] M. Ruiz, *Diseño y fabricación de placas para redes de sensores inalámbricas con nodos modulares*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, 2005.

[59] F. Yanes, *Diseño e integración de elementos Hw-Sw para el desarrollo de plataforma modular de red de sensores inalámbrica con comunicación bluetooth*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, 2006.

[60] C. Rios, *Pasantía de investigación en el Centro de Electrónica Industrial CEI de la Universidad Politécnica de Madrid*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid, 2008.

[61] Texas Instruments, "MSP340FG43x Mixed Signal Microcontroller," *Texas Instruments*. [En línea]. Disponible: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/msp430fg439.pdf>. [Consultada Nov. 03, 2007].

[62] Nonin, "OEM III module," *Nonin*. [En línea]. Disponible: <http://www.nonin.com/products.asp?ID=26&sec=2&sub=9> . [Consultada Feb. 08, 2008].

[63] V. Chan, S. Underwood, "A Single-Chip Pulsoximeter Design Using the MSP430," *Texas Instruments*, Noviembre 2005. [En línea]. Disponible: <http://focus.ti.com/lit/an/slaa274/slaa274.pdf> . [Consultada Nov. 06, 2007].

[64] V. Kamat, "Pulse Oximetry," *MedIND*, Agosto 2002. [En línea]. Disponible: <http://medind.nic.in/iad/t02/i4/iadt02i4p261.pdf> . [Consultada Mar. 10, 2008].

[65] G. López, "Oximetría de Pulso: A la vanguardia en la monitorización no invasiva de la oxigenación," *Revista médica del Hospital General de Mexico*, Septiembre 2003. [En línea]. Disponible: <http://www.medigraphic.com/pdfs/h-gral/hg-2003/hg033h.pdf> . [Consultada Feb. 17, 2008].

[66] P. Rosen, y J. Marx, *Rosen Medicina de Urgencias*. España: Elsevier, 2002.

[67] Kodenshi, "BL23G," *Guangdianzi-sh*. [En línea]. Disponible: [http://www.guangdianzi-sh.com/download/pdf/BL23G\(3\).PDF](http://www.guangdianzi-sh.com/download/pdf/BL23G(3).PDF) . [Consultada Ene. 18, 2008].

[68] Kodenshi, "EL23G," *Kodenshi*. [En línea]. Disponible: http://www.kodenshi.co.jp/seihin/pdf/emittingdiodes_gaas/el23g.pdf . [Consultada Ene. 22, 2008].

[69] Kodenshi, "HPI23G," *Kodenshi*. [En línea]. Disponible: http://www.kodenshi.co.jp/seihin/pdf/pinphotodiode/hpi23g_b.pdf . [Consultada Ene. 11, 2008].

[70] Texas Instruments, "TLV225x, TLV225xA, Advanced LinCMOS rail to rail very low power operational amplifiers," *Texas Instruments*, Agosto 2006. [En línea]. Disponible: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/tlv2254.pdf> [Consultada Mar. 20, 2008].

[71] L. Fernández, L. Navarro, "Sistema de bajo consumo para la detección del ritmo cardiaco periférico mediante un sensor piezoeléctrico," *Universidad Politécnica de Cataluña*. [En línea]. Disponible: <https://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/4153/1/memoria.pdf> . [Consultada Feb. 13, 2008].

[72] Texas Instruments, "MAX3221-EP Enhanced Product 3V to 5.5V Single Channel RS23 Line Driver/Receiver with plus/15Kv," *Texas Instruments*. [En línea]. Disponible: <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/max3221-ep.pdf> . [Consultada Mar. 14, 2008].

[73] Conexcon, "Regleta recta simple fila – serie 2016," *Cenval*. [En línea]. Disponible: <http://www.cenval.es/conectores/2016.html> . [Consultada Abr. 29, 2008].

[74] IAR Systems, "KickStart edition of IAR Embedded Workbench," *IAR Systems*. [En línea]. Disponible: <http://supp.iar.com/Download/SW/?item=EW430-KS4> . [Consultada Oct. 05, 2007].

[75] S.Penagos, L.Salazar, y F.vera, "Control de signos vitales," *Fundación cardioinfantil*. [En línea]. Disponible: http://www.fepafem.org.ve/Guias_de_Urgencias/Enfermeria/Control_de_signos_vitales.pdf [Consultada May. 21, 2008].

[76] M. Noguero, A. seco, y A. Sergas, "Pulsioximetría," *Fisterra*. [En línea]. Disponible: <http://www.fisterra.com/material/tecnicas/pulsioximetria/pulsioximetria.pdf> . [Consultada May. 01, 2008].

[77] Advance software engineering, "ChartDirector," *Advance software engineering*. [En línea]. Disponible: <http://www.advsofteng.com/cdcom.html> . [Consultada May. 20, 2008].

[78] D. Malan, T. Fulford, M. Welsh y S. Moulton, "CodeBlue: An Ad Hoc Sensor Network Infrastructure for Emergency Medical Care," *Harvard University*. [En línea]. Disponible: <http://www.eecs.harvard.edu/~mdw/papers/codeblue-bsn04.pdf>. [Consultada Jun. 01, 2008].