

ANEXOS
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

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



JORGE ELIECER PUENTES CALDERON
LUIS HUMBERTO GRAJALES FERNÁNDEZ

**Anexos del 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

ANEXO A

TABLA DE CONTENIDO

LISTA DE TABLAS	3
LISTA DE FIGURAS.....	3
ANEXO A. ENCUESTA REALIZADA A LOS ORGANISMOS DE SOCORRO SECCIONAL CAUCA.....	4
1 INTRODUCCIÓN	4
2 PREGUNTAS SOBRE EL MANEJO DE UNA EMERGENCIA	4
2.1 ¿CUÁNTAS PERSONAS EN PROMEDIO SOCORREN UNA EMERGENCIA?	4
2.2 ¿CON QUÉ TIPO DE CAPACITACIÓN CUENTAN ESTAS PERSONAS?	4
2.3 ¿QUÉ TIPOS DE EMERGENCIAS MANEJAN USTEDES?	5
2.4 ¿CUALES SON LAS MÁS COMUNES, Y CON QUÉ FRECUENCIA SE PRESENTAN?	5
2.5 ¿QUÉ PASOS SE SIGUEN PARA LA ATENCIÓN DE VICTIMAS MASIVAS EN EVENTOS CATASTRÓFICOS?.....	6
2.6 ¿CUÁL ES EL PROCEDIMIENTO COMÚN PARA ATENDER UNA EMERGENCIA? ¿QUÉ MÉTODOS IMPLEMENTAN (START, TRIAGE, EMPÍRICO)? PARA LAS EMERGENCIAS DEL DEPARTAMENTO DEL CAUCA, ¿CUÁL CONSIDERA MÁS PERTINENTE?.....	7
2.7 ¿CUÁL ES EL ÁREA DE COBERTURA? ¿TRABAJAN EN COOPERACIÓN CON OTRAS ENTIDADES? ...	7
2.8 ¿CADA CUANTO TIEMPO SE VUELVE A VALORAR AL PACIENTE?	8
3 PREGUNTAS SOBRE LOS SIGNOS VITALES	8
3.1 EN UNA SITUACIÓN DE EMERGENCIA CON VICTIMAS MASIVAS, ¿QUÉ MÉTODO DE CLASIFICACIÓN Y PRIORIZACIÓN DE VICTIMAS ES IMPLEMENTADO?	8
3.2 ¿LA VALORACIÓN DEL ESTADO DE LA VICTIMA SE DETERMINA SÓLO TENDIDO EN CUENTA LOS SIGNOS VITALES O QUE OTROS CRITERIOS TIENEN EN CUENTA?	8
3.3 ¿CUÁLES SON LOS COLORES QUE MANEJAN PARA DEFINIR LOS ESTADOS DE SALUD DE LOS PACIENTES?.....	9
3.4 ¿SE CLASIFICAN LOS PACIENTES DENTRO DE UN SUBGRUPO, ES DECIR, ENTRE LOS ROJOS SE CONOCE CUAL ES EL MÁS GRAVE?	9
3.5 ¿GENERALMENTE USTEDES CAMBIAN LAS ETIQUETAS (ROJA, AMARILLA) IMPUESTAS EN LA VALORACIÓN INICIAL, SI EL ESTADO DE SALUD DEL PACIENTE CAMBIA?	10
3.6 ¿CUÁLES SON LOS SIGNOS VITALES QUE SE TOMAN EN UNA SITUACIÓN DE EMERGENCIA Y SI POR FALTA DE TIEMPO TUVIERA QUE ELEGIR, CUALES SERIAN LOS DE MAYOR PRIORIDAD?	10
3.7 ¿CUÁLES SON LOS PUNTOS MÁS ADECUADOS PARA LA TOMA DE SIGNOS Y ASÍ OBTENER UNA MEDIDA CONFIABLE?	12
3.8 ¿DADO EL CASO EN QUE LA VÍCTIMA PRESENTE MÚLTIPLES TRAUMAS, LOS CUALES IMPIDAN TOMAR UNO O VARIOS DE LOS SIGNOS VITALES, PARA LA CLASIFICACIÓN DE PACIENTES A QUÉ SE RECURRE?.....	13
3.9 ¿CON QUÉ FRECUENCIA SE TOMA CADA UNO DE LOS SIGNOS?	13
3.10 ¿CUÁLES SON LAS PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS QUE TIENE USTED EN CUENTA PARA VALORAR CADA SIGNO?	14
3.11 ¿CUÁLES SON LOS RANGOS DE CADA SIGNO QUE PERMITEN CLASIFICAR LAS VICTIMAS (PE. ROJO 170-190 PULSACIONES POR MINUTO)?	14

3.12 ¿QUÉ PONDERACIÓN (1-10, DONDE 10 ES LA MAYOR) LE DA A CADA UNO DE LOS SIGNOS VITALES PARA DETERMINAR LA VALORACIÓN DEL PACIENTE? POR EJEMPLO: SI TENGO DOS SIGNOS LOS CUALES VARÍAN, CUAL TIENE MAYOR IMPORTANCIA PARA LA CLASIFICACIÓN DE MI PACIENTE EN ROJO, AMARILLO O VERDE..... 15

3.13 ¿SEGÚN LA VALORACIÓN INICIAL SE TOMA UN SUBGRUPO DE SIGNOS ADICIONALES? POR EJEMPLO: SI SE CLASIFICA UNA VÍCTIMA COMO ROJA, IDENTIFICO PUPILAS, ESTADO DE LA PIEL, ETC. ... 17

4 PREGUNTAS SOBRE EL DISEÑO DEL DISPOSITIVO..... 18

4.1 ¿CÓMO SE IMAGINA EL DISPOSITIVO (TAMAÑO, FORMA, UBICACIÓN CORPORAL)?..... 18

4.2 ¿CUÁLES PROCEDIMIENTOS DE VALORACIÓN DE LA VÍCTIMA CONSIDERA QUE PODRÍAN SER AUTOMATIZADOS? 19

4.3 ¿EL CAMBIO ENTRE ESTADOS DEBERÍA SER AUTOMÁTICO O ESTE DEPENDE DE OTRAS VARIABLES DIFERENTES A LOS SIGNOS VITALES? 19

4.4 SI UN PACIENTE ENTRA EN ALGÚN ESTADO DE SALUD CRÍTICO (PARO CARDIACO) ¿CÓMO CONSIDERAN PERTINENTE QUE EL DISPOSITIVO LES INFORME? (SONIDO, LUZ). 19

4.5 ¿PARA LA IDENTIFICACIÓN DE UNA VÍCTIMA, LA MEJOR FORMA SERÍA? (TIMBRE, LUZ) 20

4.6 ¿CUÁNTO ES EL TIEMPO MÁXIMO PARA DETERMINAR EL ESTADO INICIAL DEL PACIENTE? 20

4.7 ¿SE REQUIERE QUE EL DISPOSITIVO SIGA FUNCIONANDO EN LA AMBULANCIA? 21

4.8 ¿EN QUÉ CONDICIONES CONSIDERA QUE NO UTILIZARÍA EL DISPOSITIVO?..... 21

4.9 ¿QUÉ OTRAS CARACTERÍSTICAS LE GUSTARÍA QUE TUVIERA EL DISPOSITIVO?..... 22

LISTA DE TABLAS

TABLA A. 1. PASOS A SEGUIR EN LA ATENCIÓN DE UN EVENTO CATASTRÓFICO SEGÚN LA CRUZ ROJA.....	6
TABLA A. 2. PASOS A SEGUIR EN LA ATENCIÓN DE UN EVENTO CATASTRÓFICO SEGÚN LA DEFENSA CIVIL...	6
TABLA A. 3. PASOS A SEGUIR EN LA ATENCIÓN DE UN EVENTO CATASTRÓFICO SEGÚN EL CUERPO DE BOMBEROS.....	6
TABLA A. 4. COLORES QUE DEFINEN EL ESTADO DEL PACIENTE.	9
TABLA A. 5. ZONAS DEL CUERPO MÁS ADECUADAS PARA LA MEDICIÓN DE LOS SIGNOS VITALES.....	12
TABLA A. 6. ZONAS ALTERNAS DEL CUERPO Y RELACIONES EXISTENTES ENTRE LOS SIGNOS VITALES.....	13
TABLA A. 7. CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES A CONSIDERAR EN LA VALORACIÓN DE LOS SIGNOS VITALES	14
TABLA A. 8. RANGOS DE LOS SIGNOS VITALES PARA LA CLASIFICACIÓN DE UN PACIENTE	15
TABLA A. 9. SUBGRUPO DE SIGNOS ADICIONALES UTILIZADOS PARA LA VALORACIÓN INICIAL DEL PACIENTE	17
TABLA A. 10. CONCEPCIÓN INICIAL DEL DISPOSITIVO	18
TABLA A. 11. PROCEDIMIENTOS PARA LA VALORACIÓN POSIBLES A SER AUTOMATIZADOS.....	19
TABLA A. 12. TIEMPO MÁXIMO PARA DETERMINAR EL ESTADO INICIAL DEL PACIENTE	20
TABLA A. 13. CONDICIONES EN LAS QUE NO SE HARÍA USO DEL DISPOSITIVO.....	21
TABLA A. 14. CARACTERÍSTICAS OPCIONALES PARA EL DISPOSITIVO.	22

LISTA DE FIGURAS

FIGURA A. 1. TIPOS DE EMERGENCIAS MÁS COMUNES SEGÚN LOS ORGANISMOS DE SOCORRO.....	5
FIGURA A. 2. MÉTODOS PARA ATENDER UNA SITUACIÓN DE EMERGENCIA	7
FIGURA A. 3. EXISTENCIA DE SUBGRUPOS DE CLASIFICACIÓN EN LOS ORGANISMOS DE SOCORRO	9
FIGURA A. 4. CAMBIO DE LAS ETIQUETAS ASIGNADAS EN LA VALORACIÓN INICIAL DEL PACIENTE	10
FIGURA A. 5. PRIORIZACIÓN DE LOS SIGNOS VITALES SEGÚN LA DEFENSA CIVIL	11
FIGURA A. 6. PRIORIZACIÓN DE LOS SIGNOS VITALES SEGÚN LA CRUZ ROJA	11
FIGURA A. 7. PRIORIZACIÓN DE LOS SIGNOS VITALES SEGÚN EL CUERPO DE BOMBEROS	12
FIGURA A. 8. FRECUENCIA PARA LA TOMA DE SIGNOS VITALES SEGÚN LOS ORGANISMOS DE SOCORRO ...	13
FIGURA A. 9. PONDERACIÓN ASIGNADA A LOS SIGNOS VITALES POR LA DEFENSA CIVIL	16
FIGURA A. 10. PONDERACIÓN ASIGNADA A LOS SIGNOS VITALES POR LA CRUZ ROJA	16
FIGURA A. 11. PONDERACIÓN ASIGNADA A LOS SIGNOS VITALES POR EL CUERPO DE BOMBEROS	17
FIGURA A. 12. CONSIDERACIÓN DEL CAMBIO AUTOMÁTICO ENTRE LOS ESTADOS DE CLASIFICACIÓN.	19
FIGURA A. 13. INFORMACIÓN DEL DISPOSITIVO FRENTE A CAMBIOS CRÍTICOS EN SALUD EN EL PACIENTE..	20
FIGURA A. 14. MÉTODOS DE IDENTIFICACIÓN DE UNA VÍCTIMA EN UN GRUPO.....	20
FIGURA A. 15. FUNCIONAMIENTO DEL DISPOSITIVO EN LA AMBULANCIA.....	21

ANEXO A. ENCUESTA REALIZADA A LOS ORGANISMOS DE SOCORRO SECCIONAL CAUCA

1 INTRODUCCIÓN

La encuesta realizada a los organismos de socorro seccional Cauca: Defensa Civil, Cruz Roja y el Cuerpo de Bomberos se centró en 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, esta actividad contó con un número de encuestados de seis, siete y seis personas de cada organismo de socorro respectivamente, las cuales hacen parte de los grupos en atención prehospitalaria. Estas entidades fueron seleccionadas debido a su amplio conocimiento teórico-práctico en el campo prehospitalario y el manejo de situaciones que involucran víctimas masivas.

La encuesta consta de 30 preguntas divididas en tres grupos: manejo de una emergencia, criterios de clasificación de víctimas, y características del dispositivo sensor, con el fin de contextualizar y facilitar la realización de esta. A continuación, se presentan los resultados obtenidos para cada pregunta por cada una de las instituciones mencionadas.

2 PREGUNTAS SOBRE EL MANEJO DE UNA EMERGENCIA

Las preguntas de esta sección permiten visualizar cómo las organizaciones de socorro asumen una situación de emergencia en relación al número de personas que acuden, su capacitación, tipos de emergencia que manejan, el área de cobertura de la entidad, y los pasos que siguen para la atención de un grupo de víctimas.

2.1 ¿Cuántas personas en promedio socorren una emergencia?

Defensa Civil: generalmente el número de personas que socorren una emergencia son siete, no obstante, si la emergencia lo amerita se adicionan grupos de apoyo. Entre los socorristas, se cuenta con dos especialistas en rescate, dos con conocimientos en atención prehospitalaria, dos camilleros y un líder, los cuales conforman el grupo básico.

Cruz Roja: el grupo de personas que socorren una emergencia depende del tipo de esta, por ejemplo, si es un accidente de tránsito el grupo lo conforma al menos tres personas: el conductor, un auxiliar de ambulancia, y un auxiliar de apoyo, por el contrario si la emergencia es de mayor dificultad se establece un grupo básico entre ocho y doce.

Cuerpo de Bomberos: la conformación básica del grupo de atención consta de cuatro a cinco personas.

2.2 ¿Con qué tipo de capacitación cuentan estas personas?

Defensa Civil: conocimientos en primeros auxilios básicos y avanzados, atención prehospitalaria, cuerdas, búsqueda y rescate.

Cruz Roja: conocimientos en primeros auxilios (básicos y avanzados), atención prehospitalaria, atención en urgencias médicas, socorrismo y doctrina institucional.

Cuerpo de Bomberos: conocimientos en atención prehospitalaria básica y avanzada, primeros auxilios básicos, rescate con cuerdas, incendios y explosiones.

2.3 ¿Qué tipos de emergencias manejan ustedes?

Defensa Civil: principalmente accidentes de tránsito, rescate vertical, inundaciones, procedimientos de búsqueda, incendios forestales, entre otros.

Cruz Roja: por lo general se presentan dos tipos de emergencias: urbanas y rurales; en las primeras se encuentran accidentes de tránsito, caídas, convulsiones, accidentes caseros, y en las segundas se destacan accidentes, partos, lesionados por armas (de fuego y blancas) y desastres naturales (volcanes, terremotos, inundaciones, etc.).

Cuerpo de Bomberos: emergencias como: accidentes de tránsito, incendios (estructurales, forestales y vehiculares), apoyo a solicitud en casos de desastres masivos, inundaciones, deslizamientos de tierra (avalanchas), rescates, entre otros.

2.4 ¿Cuáles son las más comunes, y con qué frecuencia se presentan?

El tipo de emergencia más común son los accidentes de tránsito (figura A.1), con una frecuencia de dos veces por semana. Asimismo, se puede apreciar que existen diferentes tipos de accidentes y estos dependen de la finalidad asistencial del organismo de socorro.

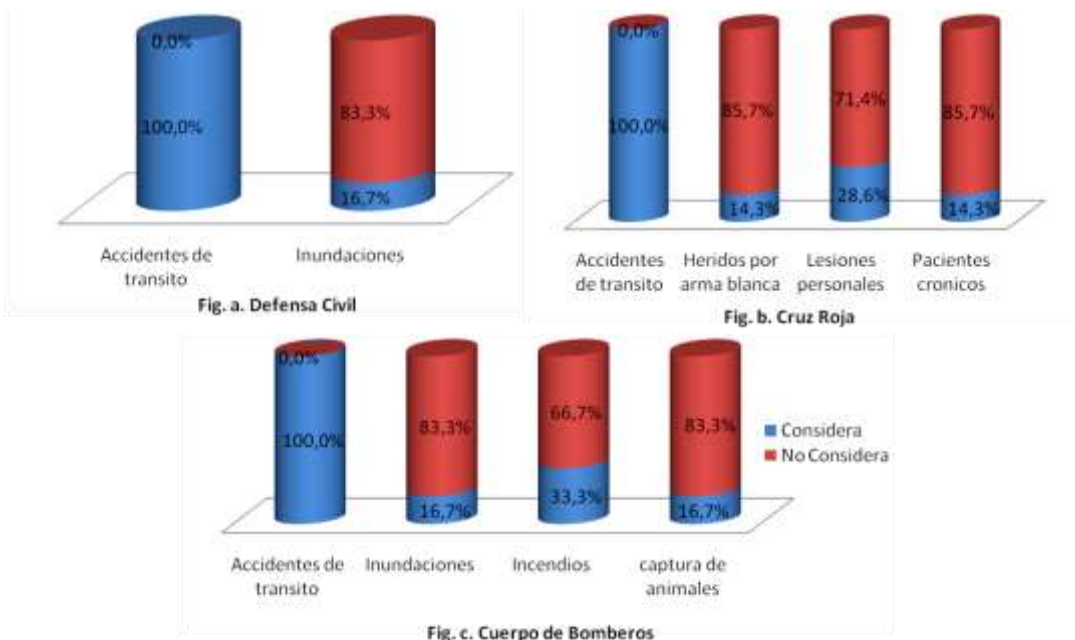


Figura A. 1. Tipos de emergencias más comunes según los organismos de socorro

2.5 ¿Qué pasos se siguen para la atención de víctimas masivas en eventos catastróficos?

En las tablas A.1, A.2 y A.3, se aprecia el proceso general que realiza cada una de las instituciones de socorro para la atención de una emergencia con víctimas masivas.

Paso	Procedimiento a seguir
1	Análisis de la emergencia.
2	Envío de equipos y personal a la zona.
3	Seguridad personal y del área del desastre.
4	Ubicación y establecimiento del PMU ¹ y MEC ²
5	Clasificación de las víctimas.
6	Traslado de víctimas al MEC.
7	Estabilización de los pacientes en el MEC.
8	Transporte de las víctimas.
9	Barrido de la zona de impacto.

Tabla A. 1. Pasos a seguir en la atención de un evento catastrófico según la Cruz Roja

Paso	Procedimiento a seguir
1	Clasificación de las víctimas encontradas en la zona del desastre.
2	Evacuación de las víctimas más graves.
3	Empaquetamiento de las víctimas dadas de baja.
4	Transporte de las víctimas.

Tabla A. 2. Pasos a seguir en la atención de un evento catastrófico según la Defensa Civil

Paso	Procedimiento a seguir
1	Reconocimiento general del siniestro (ubicación geográfica).
2	Aseguramiento de la zona.
3	Evaluación para toma de decisiones.
4	Realización de un primer rastreo para búsqueda de personas.
5	Valoración inicial de víctimas.
6	Inmovilización, movilización y transporte.
7	Valoración secundaria de las víctimas en el MEC.
8	Transporte al centro asistencial.

Tabla A. 3. Pasos a seguir en la atención de un evento catastrófico según el Cuerpo de Bomberos

¹ PMU: Puesto de Mando Unificado.

² MEC: Módulo de Estabilización y Clasificación.

2.6 ¿Cuál es el procedimiento común para atender una emergencia? ¿Qué métodos implementan (START, TRIAGE, empírico)? Para las emergencias del departamento del Cauca, ¿Cuál considera más pertinente?

El método mas empleado por las entidades de socorro para atender una emergencia es el *triage* (figura A.2), porque este permite clasificar y priorizar las víctimas en poco tiempo, al igual que administrar los recursos disponibles de una forma adecuada. No obstante, el 14,3% de los encuestados de la Cruz roja aplica la valoración ABCDE³. Por otra parte, el Cuerpo de Bomberos diferencia el *triage* como el *triage* START considerado el método más rápido y que les permite obtener buenos resultados, y el *triage* prehospitalario en donde además de clasificar a los pacientes les permite valorar la mayoría de los signos vitales.

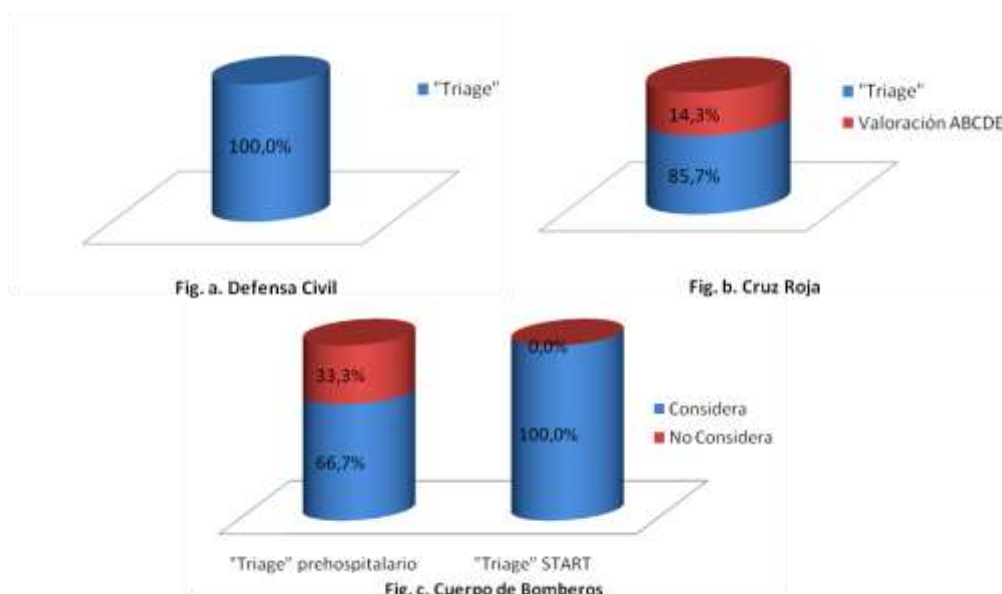


Figura A. 2. Métodos para atender una situación de emergencia

2.7 ¿Cuál es el área de cobertura? ¿Trabajan en cooperación con otras entidades?

Defensa Civil: las actividades están dirigidas al departamento del Cauca, pero en situaciones de catástrofes o emergencias masivas, se trabaja con otras regionales de la Defensa Civil para brindar apoyo a las zonas más afectadas.

Cruz Roja: el área de cobertura son los municipios del departamento del Cauca que tienen vías transitables y de fácil acceso tales como Piendamó, Silvia, Morales, Tambo, Timbio, Rosas, y en especial el municipio de Popayán, capital del departamento. Por otra parte, existe cooperación con el Cuerpo de Bomberos sólo en el sector urbano del municipio de Popayán porque en el sector rural es declarado como objetivo militar al ser financiado por el estado.

³ Valoración ABCDE: (A) asegurar columna vertebral y vía aérea, (B) asegurar la respiración, (C) la circulación y control de hemorragias, (D) el déficit neurológico, y (E) la exposición.

Cuerpo de Bomberos: aunque el Cuerpo de Bomberos atiende cualquier emergencia generada en la zona urbana del municipio de Popayán, su área de cobertura depende del tipo de emergencia y/o entrenamiento con el que se cuenta, dado que en algunas circunstancias no se tiene el equipo y/o personal adecuado para brindar la atención.

2.8 ¿Cada cuanto tiempo se vuelve a valorar al paciente?

Defensa Civil: después de la valoración inicial del paciente, se repite esta cada 5 minutos, las cuales permiten al grupo de transporte clasificar el estado de los pacientes. Además, el proceso de valoración es constante cuando la víctima es trasladada a un centro asistencial.

Cruz Roja: el proceso de revaloración del paciente se realiza entre 2 a 10 minutos, dependiendo de la gravedad, evolución, tipo y ubicación de la emergencia, por ejemplo, para el caso de emergencias urbanas se realizan de dos a tres valoraciones en el momento del traslado hacia un centro asistencial, mientras que en una catástrofe este proceso es llevado a cabo en el MEC.

Cuerpo de Bomberos: el tiempo entre valoraciones depende del tipo de protocolo *triage* implementado. Es así, como en el *triage* prehospitalario se valora al paciente cada 5 o 10 minutos, mientras que en el *triage* START este procedimiento no se realiza

3 PREGUNTAS SOBRE LOS SIGNOS VITALES

Las preguntas de esta sección permiten identificar el método de clasificación implementado por cada una de las instituciones en una emergencia con víctimas masivas, los signos vitales prioritarios y sus relaciones.

3.1 En una situación de emergencia con víctimas masivas, ¿Qué método de clasificación y priorización de víctimas es implementado?

El método implementado por los organismos de socorro es el *triage*, dado que es un método rápido y de fácil ejecución. No obstante, el Cuerpo de Bomberos divide este en *triage* START y *triage* prehospitalario. Por otra parte la Cruz Roja en ocasiones ejecuta el protocolo ABCDE del trauma para descartar anomalías que con los métodos *triage* no se podrían descartar.

3.2 ¿La valoración del estado de la víctima se determina sólo teniendo en cuenta los signos vitales o que otros criterios tienen en cuenta?

Para los organismos de socorro, la valoración del estado de la víctima no se determina únicamente teniendo en cuenta los signos vitales. Por otra parte, las instituciones establecen sus propios criterios de valoración.

Defensa Civil: debido a que con los signos vitales no se pueden conocer problemas neuronales, esta entidad emplea la escala de coma de Glasgow, la cual le permite verificar el estado neuronal del paciente por medio de respuestas a diversos estímulos que el médico o la persona especializada ejerce sobre la víctima.

Cruz Roja: emplea la escala de Glasgow, y hace evaluación de: el tamaño pupilar, el llenado capilar, las hemorragias, fracturas, estado emocional y cinemática del trauma, además de tener en cuenta características tales como la edad, género y enfermedades.

Cuerpo de Bomberos: entre los criterios se encuentran: verificar el estado de conciencia del paciente, confirmar la disponibilidad de materiales y personal, y realizar una evaluación de la escena para identificar peligros adicionales (colapsos de estructuras, deslizamientos, etc.) que pueden estar presentes al momento de brindar la atención al paciente.

3.3 ¿Cuáles son los colores que manejan para definir los estados de salud de los pacientes?

Los tres organismos de socorro manejan los mismos colores para clasificar o definir el estado de salud de los pacientes, los cuales son rojo, amarillo, verde, negro y blanco. Sin embargo, el significado que tiene cada uno de los colores difiere para cada una de las instituciones en mención (ver tabla A.4).

Clasificación	Institución		
	Defensa Civil	Cruz Roja	Cuerpo de Bomberos
Rojo	Paciente crítico	Muy graves	Critico, recuperable
Amarillo	No tiene compromiso con los signos vitales	Graves	Requiere atención pero se puede diferir
Verde	No crítico	Leves	Paciente estable
Negro	Moribundo	No recuperable	Paciente crítico, no recuperable
Blanco	Muerto	Fallecido	Paciente fallecido

Tabla A. 4. Colores que definen el estado del paciente.

3.4 ¿Se clasifican los pacientes dentro de un subgrupo, es decir, entre los rojos se conoce cual es el más grave?

La Defensa Civil y el Cuerpo de Bomberos, no crean subgrupos en la clasificación de pacientes dado que esto hace que la labor de rescate se vuelva confusa. Además, no cuentan con el personal suficiente para realizar esta labor, que de hecho es dispendiosa y consume tiempo. Por otra parte, el 71.4% del personal de la Cruz Roja si clasifica los pacientes dentro de subgrupos pero únicamente en las situaciones donde las victimas sufren daños corporales complejos y requieren mayor prioridad dentro de su grupo (ver figura A.3).

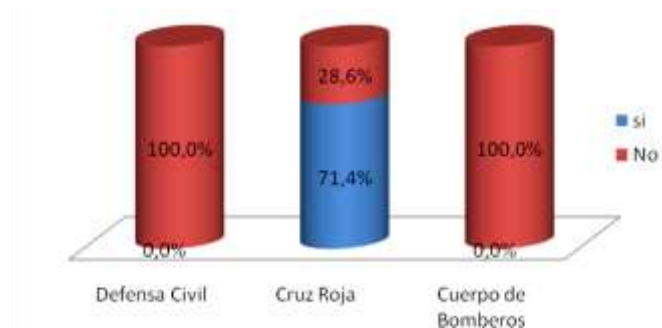


Figura A. 3. Existencia de subgrupos de clasificación en los organismos de socorro

3.5 ¿Generalmente ustedes cambian las etiquetas (roja, amarilla) impuestas en la valoración inicial, si el estado de salud del paciente cambia?

Dentro de los organismos de socorro se encontraron opiniones divididas, como se puede apreciar en la figura A.4, donde el 66.7% de las personas encuestadas en la Defensa Civil, el 28.6% de la Cruz Roja y el 50% del Cuerpo de Bomberos dijeron que no era necesario el cambio de etiquetas, dado que una vez realizada la primera clasificación las víctimas son dirigidas al MEC donde se trata de estabilizarlas. Además, una segunda o tercera valoración depende del método de clasificación que se este implementando y de las características de la zona en donde se aplica el mismo. Por otra parte, el 33.3% de las personas encuestadas en la Defensa Civil, el 57.1% de la Cruz Roja y el 50% del Cuerpo de Bomberos si cambian las etiquetas cuando el estado de salud de las víctimas varía, ya que en ocasiones con el pasar del tiempo los pacientes pueden llegar a un estado crítico.

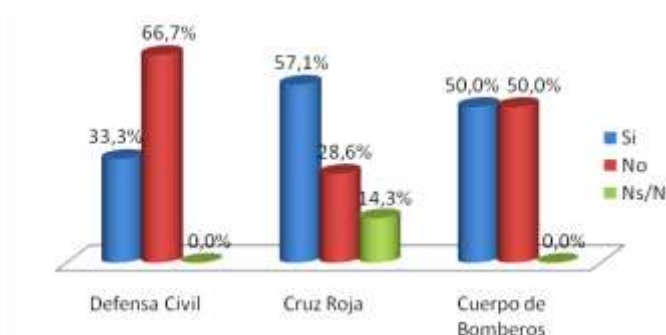


Figura A. 4. Cambio de las etiquetas asignadas en la valoración inicial del paciente

3.6 ¿Cuáles son los signos vitales que se toman en una situación de emergencia y si por falta de tiempo tuviera que elegir, cuales serian los de mayor prioridad?

Los organismos de socorro toman los cuatro signos vitales, es decir, temperatura, presión sanguínea, frecuencia respiratoria y cardiaca. En las figuras 8, 9 y 10 se presentan los valores de prioridad asignados a cada uno de los signos vitales por la Defensa Civil, la Cruz Roja y el Cuerpo de Bomberos respectivamente.

En las figuras se puede apreciar que la frecuencia respiratoria para la Cruz roja y el Cuerpo de Bomberos es el signo que tiene mayor prioridad, sin embargo para la Defensa Civil lo es la frecuencia cardiaca, la cual para las otras instituciones es de prioridad 2, la temperatura es considerada por todas las entidades de prioridad 3, para la presión sanguínea se encontró que la Defensa Civil la clasifica como prioridad 2, en la Cruz Roja el 49% no la considerada como un signo vital a ser tomado en una emergencia con varias víctimas dado el alto costo de tiempo que se requiere para su medición, sin embargo, el 29% de los encuestados la identifica como prioridad uno, debido a ser un indicador clínico para el control de las hemorragias; en el Cuerpo de Bomberos la mitad de los encuestados la considera de prioridad 4 y la otra mitad no la considera.

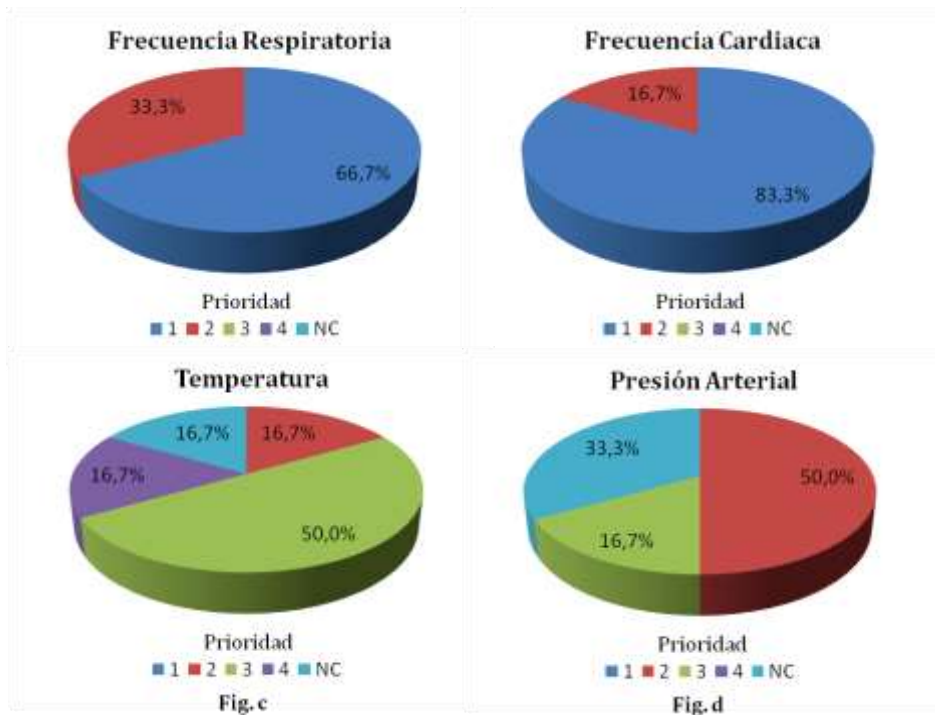


Figura A. 5. Priorización de los signos vitales según la Defensa Civil

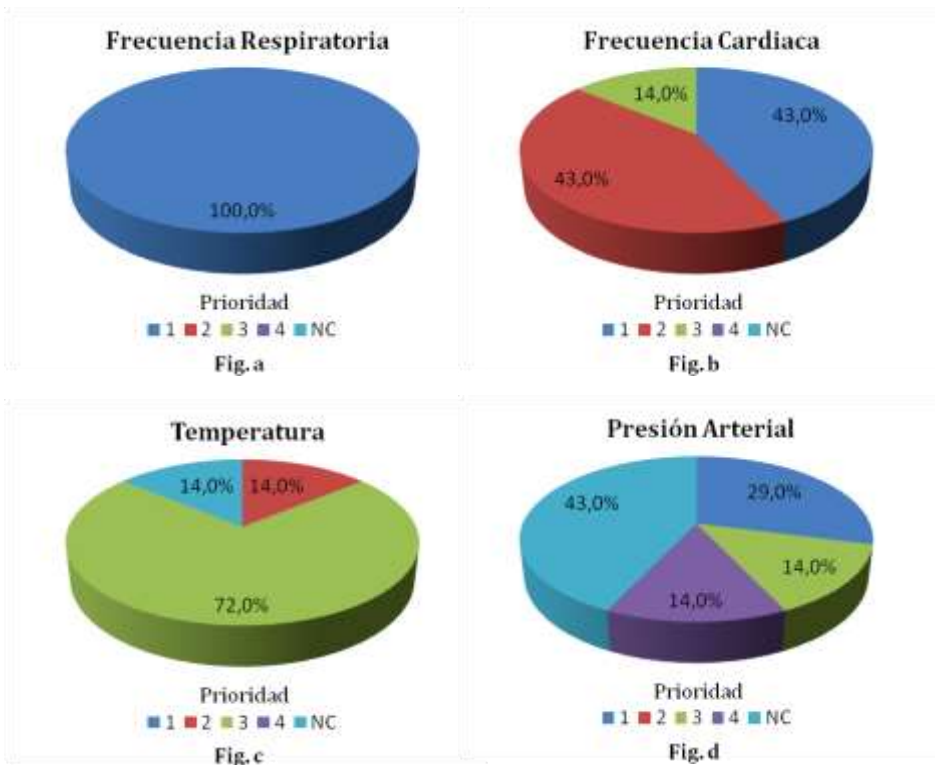


Figura A. 6. Priorización de los signos vitales según la Cruz Roja

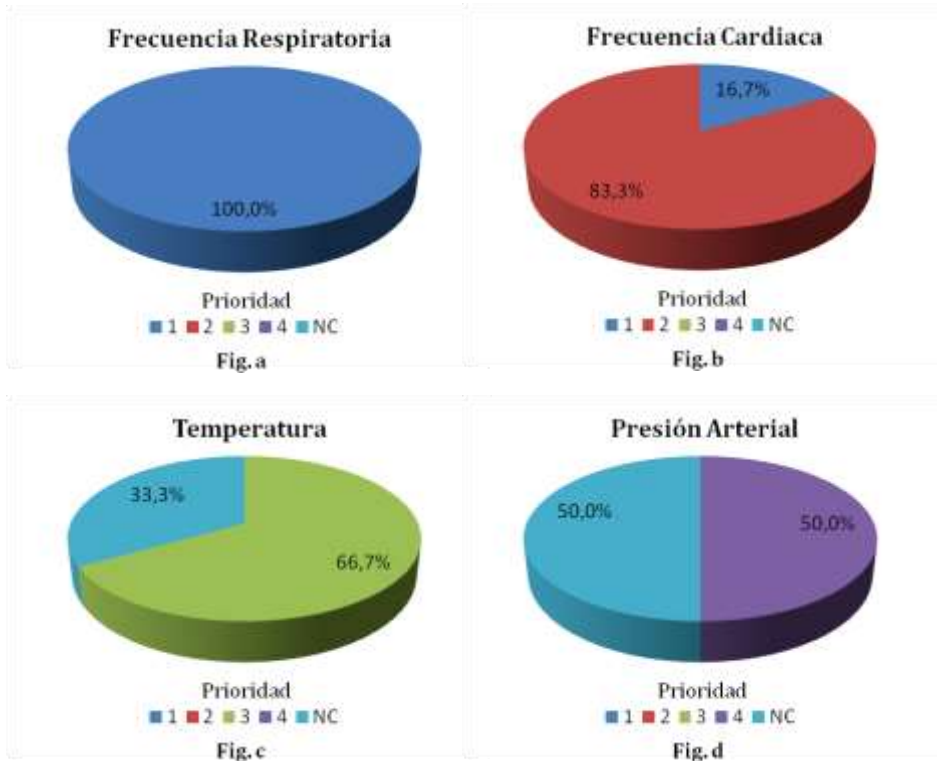


Figura A. 7. Priorización de los signos vitales según el Cuerpo de Bomberos

3.7 ¿Cuáles son los puntos más adecuados para la toma de signos y así obtener una medida confiable?

En la tabla A.8, se mencionan las zonas del cuerpo más importantes utilizadas para medir los signos vitales por las entidades de socorro, además de la escala de coma de Glasgow sugerida por la Cruz Roja. No obstante, en las encuestas tabuladas no se encuentra información con respecto a algunas relaciones signo vital - zona del cuerpo.

Signo vital	Zonas del cuerpo para medir según		
	Defensa civil	Cruz Roja	Cuerpo de Bomberos
Frecuencia Respiratoria	Tórax, movimiento torácico	Tórax, vaho, expansión torácica.	Expansión torácica, aliento, vaho
Frecuencia Cardíaca	Carotídeo, radial	Carotídeo, radial	Puntos distales, radial, carotídeo, pedio
Presión Arterial	Antebrazo	---	Braquial
Temperatura	---	---	Axial, lingual, anal (confiable), pedio
Glasgow	---	Cara	---

Tabla A. 5. Zonas del cuerpo más adecuadas para la medición de los signos vitales

3.8 ¿Dado el caso en que la víctima presente múltiples traumas, los cuales impidan tomar uno o varios de los signos vitales, para la clasificación de pacientes a qué se recurre?

Los organismos de socorro concuerdan en que se debe recurrir a zonas alternas del cuerpo para medir el o los signos vitales que no han sido posibles tomar a causa de las lesiones del paciente, como se presenta en la tabla A.6.

La Cruz Roja, a diferencia de las demás instituciones, recurre a las relaciones que surgen entre los signos vitales. Estas relaciones y definición de zonas alternas de medición son muy importantes, debido a que muchas víctimas en una situación de emergencia pueden sufrir amputaciones de sus extremidades en donde se facilitaba la toma de estos signos.

Institución	Qué signos y cómo
Defensa Civil	Pulso. En la zona donde se obtenga una arteria palpable. También sirve la ubicación Femoral, pulso carotideo del cuello, radial en la muñeca, apical cubital.
Cruz Roja	Respiración. Se verifica el sonido proveniente del tórax o el vaho de la nariz. Pulso. Se examina en el empeine, articulación de la rodilla (zona anterior), color de la piel.
	Respiración. Se tiene en cuenta el llenado capilar en la parte distal de los dedos, el contraste entre las pulsaciones por minuto y el número de respiraciones obtenidas en un intervalo de tiempo.
Cuerpo de Bomberos	Respiración. Se tiene en cuenta el impulso eléctrico del músculo del diafragma. Pulso. Obtenerlo en el carotideo, extremidades no comprometidas, llenado capilar y la parte facial.

Tabla A. 6. Zonas alternas del cuerpo y relaciones existentes entre los signos vitales.

3.9 ¿Con qué frecuencia se toma cada uno de los signos?

En la figura A.8, se ilustra el tiempo en minutos designado entre dos mediciones de signos vitales para cada uno de los organismos de socorro y se observa que no existe un valor estandar entre las instituciones, ni dentro de ellas, este varía entre 1 y 5 minutos.

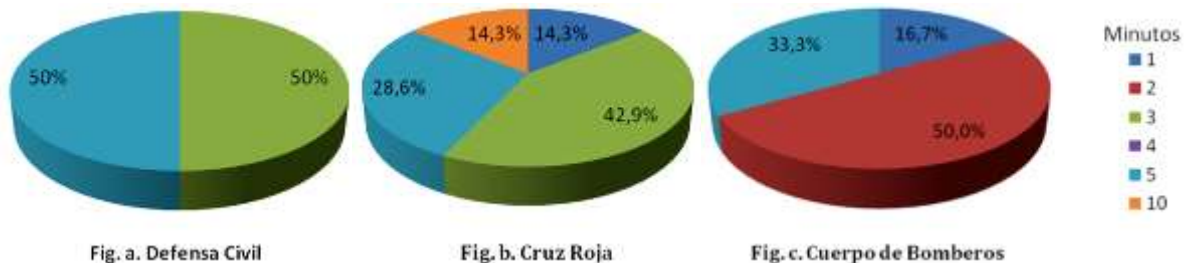


Figura A. 8. Frecuencia para la toma de signos vitales según los organismos de socorro

3.10 ¿Cuáles son las principales características que tiene usted en cuenta para valorar cada signo?

En la tabla A.7, se resumen las características principales a considerar en la valoración de los signos vitales por cada uno de los cuerpos de socorro.

Institución	Signo	Característica
Defensa Civil	Frecuencia respiratoria	Frecuencia, amplitud, ritmo, intensidad, presencia o ausencia de la respiración
	Frecuencia cardíaca	Frecuencia, amplitud del pulso, ritmo, alteraciones (taquicardia o bradicardia), velocidad
	Temperatura	Alta, baja
	Presión arteria	Amplitud
Cruz Roja	Frecuencia respiratoria	Cantidad, calidad, expansión abdominal o pectoral. Observar vía aérea despejada, movimiento torácico en la mujeres y abdominal en los hombres, color de la piel
	Frecuencia cardíaca	Frecuencia, ritmo, intensidad
	Temperatura	Debe ser central porque la periférica indica otros rasgos, sudoroso, cianótico, hipotérmico.
	Presión arterial	120/80 (por encima de 20/por debajo de 20), manteniendo el rango adecuado
Cuerpo de Bomberos	Frecuencia respiratoria	Frecuencia, amplitud, bilateralidad, expansión torácica, superficial, patrones anormales (como esfuerzo respiratoria, tiraje), coloración de la piel
	Frecuencia cardíaca	Amplitud, frecuencia, simetría, ritmo, calidad, intensidad.
	Temperatura	Obtenerse al tacto, frialdad y calor, coloración de la piel, tiempo de exposición y grado de exposición a temperaturas adversas.
	Presión arterial	Presencia y presiones obtenidas.
	Llenado capilar	Superior a dos segundos
	Pupilas	Reactivas a las luz

Tabla A. 7. Características principales a considerar en la valoración de los signos vitales

3.11 ¿Cuáles son los rangos de cada signo que permiten clasificar las víctimas (pe. Rojo 170-190 pulsaciones por minuto)?

Las tablas A.8, presentan los rangos considerados por cada una de las instituciones de socorro encuestas, no obstante, en la mayoría de los casos los socorristas únicamente miden la ausencia o presencia de los signos vitales durante el proceso de clasificación.

Tipo de víctima	Signo	Clasificación	
		Rojo	Verde
Niños	Frecuencia cardíaca [PPM]	40	101-120
Persona promedio	Frecuencia Respiratoria [RPM]	>90 y <60	60-90
	Presión arterial [mmHg]	---	120-80

Tabla A.8a. Defensa Civil

Tipo de víctima	Signo	Clasificación
		Rojo
Persona promedio	Frecuencia cardíaca [PPM]	150-200/12 y >36
	Frecuencia Respiratoria [RPM]	130/220/60 y >120
	Temperatura [°C]	39-42

Tabla A.8a. Cruz Roja

Tipo de víctima	Signo	Clasificación	
		Rojo	Verde
Niños	Frecuencia Respiratoria [RPM]	>4 y <12	20-30
	Frecuencia cardiaca [PPM]	<50 y >120	70-110
	Temperatura [°C]	<35 y >39	36.5 – 37 °C
	Presión arterial [mmHg]	Diastólica <40 Sistólica >130	110/7 +/- 10
Persona Promedio	Frecuencia respiratoria [RPM]	<40 y >130	60 – 90
	Frecuencia cardiaca [PPM]	>30 y <8	16 – 20
	Temperatura [°C]	>40 y <35	36.5 – 37
	Presión arterial [mmHg]	---	110/70 +/- 10

Tabla A.8a. Cuerpo de Bomberos

Tabla A. 8. Rangos de los signos vitales para la clasificación de un paciente

3.12 ¿Qué ponderación (1-10, donde 10 es la mayor) le da a cada uno de los signos vitales para determinar la valoración del paciente? Por ejemplo: si tengo dos signos los cuales varían, cual tiene mayor importancia para la clasificación de mi paciente en rojo, amarillo o verde.

Defensa Civil asigna una ponderación de diez a la frecuencia respiratoria con un porcentaje del 83.3 %, a la frecuencia cardiaca de nueve con un 50 %, a la temperatura de tres con un 33 % y a la presión arterial en siete con un 50 %, figura A.9.

Cruz Roja: el 85.7 % de los encuestados pondera a la frecuencia respiratoria y cardiaca en diez, el 42.8 % le asigna a la temperatura cinco y el 42.8 % no considera a la presión arterial como uno de los signos vitales en la valoración del paciente, aunque existe un 28.6 % que la considera con una ponderación de ocho, figura A.10.

Cuerpo de Bomberos: todos los encuestados consideraron que la frecuencia respiratoria tiene una ponderación de diez, la mitad asigno a la frecuencia cardiaca un nueve, el 33 % no considera a la temperatura en el proceso de valoración pero el mismo porcentaje le da una ponderación de cinco dado que esta se realiza por medio del contacto físico con el paciente. De igual forma, el 33 % no considera a la presión arterial como un indicador clínico utilizado en la clasificación de los pacientes, aunque con el mismo porcentaje se le asigna una ponderación de seis y un 17 % en nueve, figura A.11.

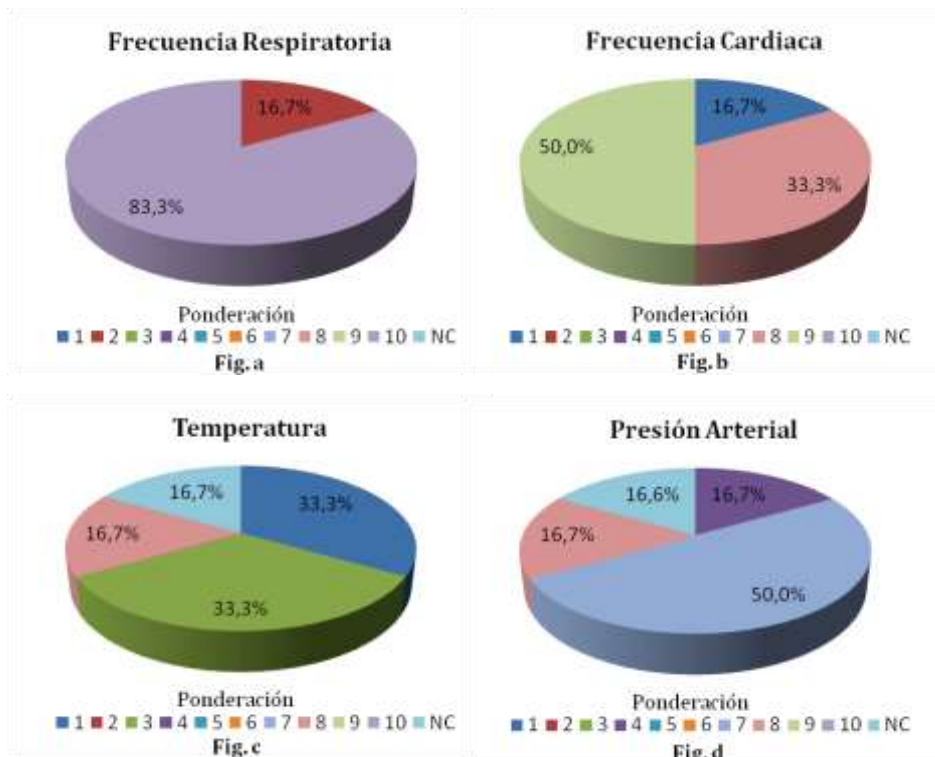


Figura A. 9. Ponderación asignada a los signos vitales por la Defensa Civil

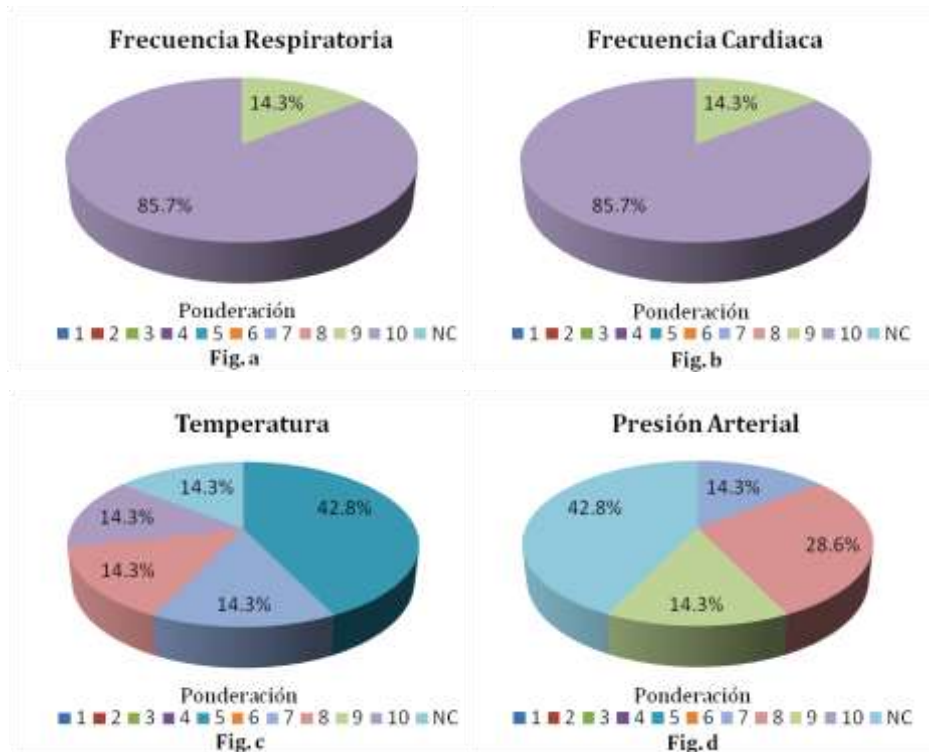


Figura A. 10. Ponderación asignada a los signos vitales por la Cruz Roja

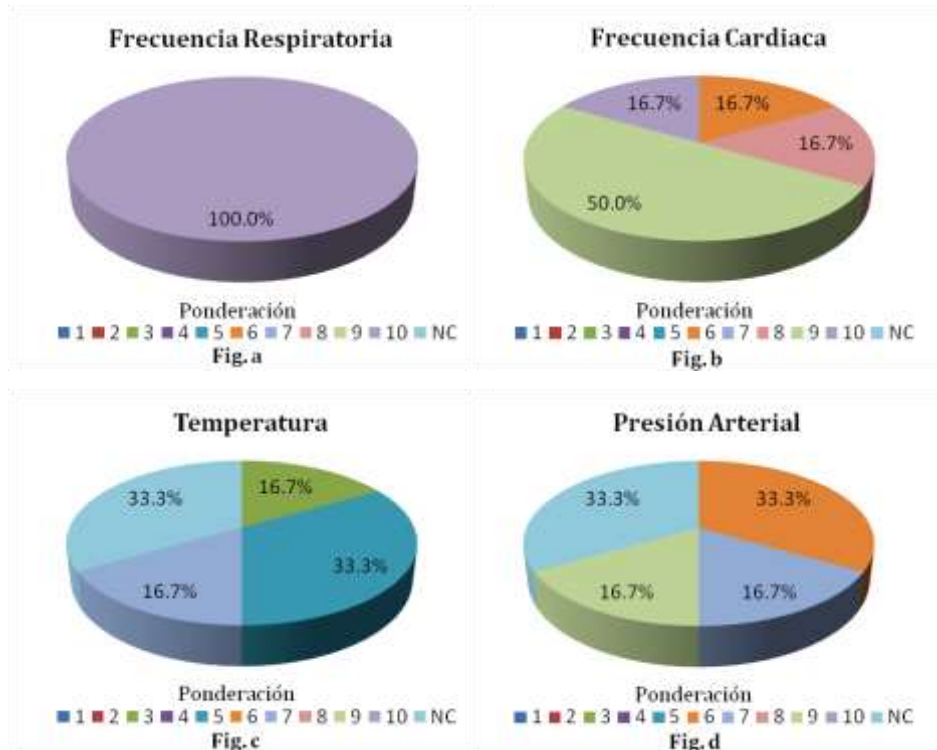


Figura A. 11. Ponderación asignada a los signos vitales por el Cuerpo de bomberos

3.13 ¿Según la valoración inicial se toma un subgrupo de signos adicionales? Por ejemplo: si se clasifica una víctima como roja, identifico pupilas, estado de la piel, etc.

En la tabla A.9, se consigan los subgrupos de signos adicionales tomados en cuenta para la valoración inicial del paciente según la Defensa Civil y el Cuerpo de Bomberos respectivamente. Por su parte, la Cruz Roja únicamente guarda la relación con respecto a la respiración y el pulso, es así, como en la respiración se considera la coloración de la piel, mientras que para el pulso se valora si la piel esta fría o sudorosa.

Clasificación	Institución	
	Defensa Civil	Cuerpo de bomberos
Rojo	Pupila, llenado capilar, Glasgow.	Conciencia y daño cerebral, tipo de hemorragias, traumas y estado de las pupilas, llenado capilar.
Amarillo	Se valoran todos los signos, (A,B,C,D,E) del trauma	Tipos de lesiones, estado de consciencia, reflejo pupilar
Verde	Se valoran todos los signos.	Estado de consciencia

Tabla A. 9. Subgrupo de signos adicionales utilizados para la valoración inicial del paciente

4 PREGUNTAS SOBRE EL DISEÑO DEL DISPOSITIVO

En esta sección, las preguntas están enfocadas para conocer las opiniones y sugerencias en el diseño del dispositivo que medirá constantemente los signos vitales.

4.1 ¿Cómo se imagina el dispositivo (tamaño, forma, ubicación corporal)?

Las respuestas de cada uno de los organismos de socorro se presentan a continuación:

Organismo de socorro	Respuestas
Defensa Civil	Dispositivo pequeño, como un celular, con sensores para ubicarlo en diferentes partes del cuerpo y contactos desechables
	Un aparato pequeño conectados con cables para asegurar los sensores.
	Un brazalete con el tamaño de un celular con un botón para encenderlo, un led para verificar su funcionamiento y tres electrodos ubicados en el cuerpo.
	Palm inalámbrico, mascarilla que mida reacción pupilar, extensión en la nariz para medición de la respiración y pulso. Ubicación en la frente para medir actividad cerebral
Cruz Roja	Similar a un reloj de pulso ubicado en el pecho
	Tipo maletín portátil y del tamaño de un celular
	Tamaño pequeño que se adapte fácilmente al cuello o muñecas
	Un anillo o collar para el cuello con modificación para la muñeca o el tobillo.
	Del tamaño de un beeper, impermeable, sin puntas, con la posibilidad de amortiguar ligeros contactos. Con la posibilidad de poner en la muñeca o la cintura.
	Que tome signos vitales y un dispositivo ya sea alrededor del tórax que pueda medir la frecuencia respiratoria o porque no todos los signos.
Cuerpo de Bomberos	Portátil, pequeño, impermeable, fácil de poner y manejar.
	Como se puede notar es de gran importancia que el nodo tenga un tamaño reducido y de fácil manejo.
	Pequeño para poder transportarlos en cantidad con una protección para que no sea duro por si golpea al paciente, resistente al agua e impactos.
	Cuadrado o circular, de 5-10 cm de diámetro, se pueda colocar en el tórax, sin cables a otros equipos.
	Resistente a golpes, fácil movilización y ubicación, en el cuello o tórax.
	Un sistema como el que emplea el desfibrilador con chupas.
Cuerpo de Bomberos	Pequeño, ergonómico, de fácil manejo que se pueda colocar en la parte del ulmo radial, para que sea fácil el manejo con el paciente.
	Dispositivo diseñado para trabajo pesado, resistente a diversos climas, polvo, agua, barro, etc. Con tamaño de un celular promedio, con pantalla y ubicación en el tórax o en una extremidad superior.

Tabla A. 10. Concepción inicial del dispositivo

A partir de la tabla A.10, se pueden extraer diferentes cualidades para el dispositivo como:

- **Forma y estructura:** dispositivo pequeño, de fácil manejo y ubicación, impermeable, sin puntas, portable, resistente a golpes ligeros, con botón de encendido, disposición de diodos leds que verifiquen su funcionamiento, cableado a los sensores y recubierto por un material protector para evitar golpear al paciente por accidente.
- **Ubicación:** Cuello, brazos, pecho, tronco, muñecas o tobillos.

4.2 ¿Cuáles procedimientos de valoración de la víctima considera que podrían ser automatizados?

En la tabla A.11, se presentan los diferentes procedimientos que desde el punto de vista de cada uno de los organismos de socorro podrían ser automatizados, donde se puede apreciar una mayor inclinación por la respiración, pulso y presión arterial.

Procedimiento	Defensa Civil		Cruz Roja		Cuerpo de Bomberos	
	Si	No	Si	No	Si	No
Respiración	100,0%	0,0%	85,7%	14,3%	66,7%	33,3%
Pulso	66,7%	33,3%	85,7%	14,3%	100,0%	0,0%
Temperatura	50,0%	50,0%	28,6%	71,4%	83,3%	16,7%
Presión arterial	83,3%	16,7%	57,1%	42,9%	66,7%	33,3%
Saturación de oxígeno	---	---	14,3%	85,7%	50,0%	50,0%
Estado de conciencia	16,7%	83,3%	14,3%	85,7%	50,0%	50,0%

Tabla A. 11. Procedimientos para la valoración posibles a ser automatizados

4.3 ¿El cambio entre estados debería ser automático o este depende de otras variables diferentes a los signos vitales?

Los tres organismos de socorro coincidieron en que el cambio no debería ser automático dado que este depende de diferentes factores entre los cuales se encuentran: calidad de la lesión, enfermedades patológicas, el entorno, estado emocional del paciente y el criterio del evaluador. Sin embargo, un 33,3 % de los encuestados en la Defensa Civil si considera el cambio entre estados de forma automática, figura A.12.



Figura A. 12. Consideración del cambio automático entre los estados de clasificación.

4.4 Si un paciente entra en algún estado de salud crítico (paro cardiaco) ¿cómo consideran pertinente que el dispositivo les informe? (sonido, luz).

En la figura A.13, se puede identificar que la forma más pertinente es la unión del sonido y la luz de forma prudencial para no generar alteraciones en el estado emocional del paciente, y además por la misma condición del evento masivo es más fácil para el personal de salud visualizar el estado crítico del paciente a partir de esta combinación.



Figura A. 13. Información del dispositivo frente a cambios críticos en salud en el paciente

4.5 ¿Para la identificación de una víctima, la mejor forma sería? (timbre, luz)

Los organismos de socorro sugieren la luz y el sonido como medios para identificar a una víctima entre un gran número de personas, Fig. 14. las personas que consideran solo luz como método mencionan que esta debe ser de un color diferente a los utilizados en la pregunta 4.4 y sea de forma intermitente

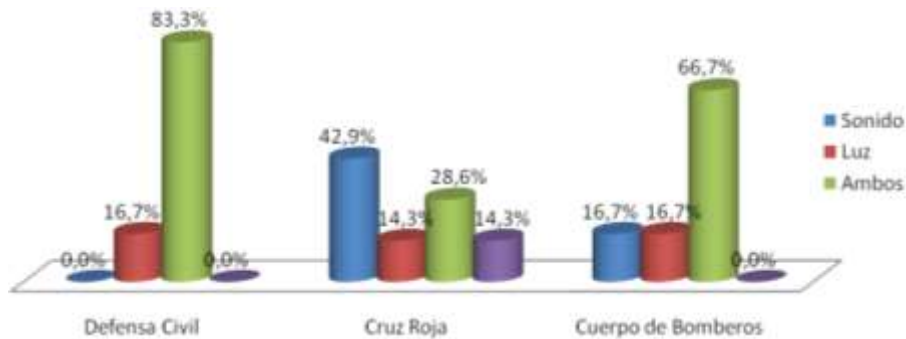


Figura A. 14. Métodos de identificación de una víctima en un grupo

4.6 ¿Cuánto es el tiempo máximo para determinar el estado inicial del paciente?

Según los organismos de socorro, el tiempo máximo se encuentra entre: $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{3}$ y 1 minuto, en promedio alrededor de los 32 segundos, el cual se convierte en el tiempo máximo del dispositivo para realizar el proceso de clasificación de pacientes, tabla A.12.

Institución	Tiempo [minutos]							
	1/12	1/4	1/3	1/2	1	2	5	10
Defensa Civil	0,0%	33,3%	50,0%	0,0%	0,0%	0,0%	16,7%	0,0%
Cruz Roja	14,3%	0,0%	0,0%	14,3%	57,1%	14,3%	0,0%	0,0%
Cuerpo de Bomberos	0,0%	66,7%	0,0%	0,0%	0,0%	16,7%	0,0%	16,7%

Tabla A. 12. Tiempo máximo para determinar el estado inicial del paciente

4.7 ¿Se requiere que el dispositivo siga funcionando en la ambulancia?

Como se puede observar en la figura A.15, se requiere que el dispositivo siga funcionando en la ambulancia debido a que en varias ocasiones las ambulancias con las que cuentan los organismos de socorro no se encuentran apropiadamente equipadas. Además, si el dispositivo continúa monitoreando y clasificando al paciente, es de gran utilidad para el personal de salud identificar la evolución del paciente durante la atención prehospitalaria.

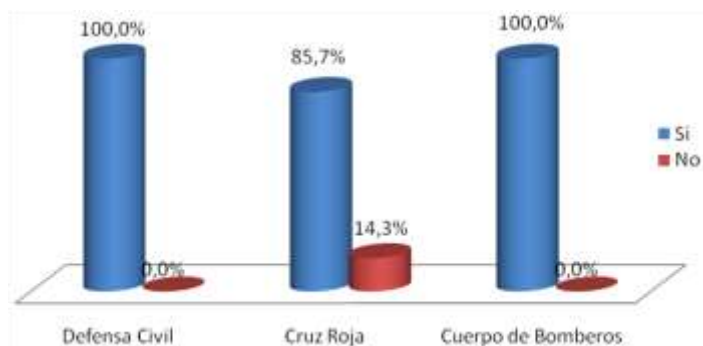


Figura A. 15. Funcionamiento del dispositivo en la ambulancia.

4.8 ¿En qué condiciones considera que no utilizaría el dispositivo?

En la tabla A.13, se mencionan las situaciones en las cuales las instituciones de socorro no utilizaría el dispositivo, se puede apreciar que este no sería usado en el caso donde el número de pacientes fuese menor al número de socorristas, dado que implica que ellos pueden ofrecer un tratamiento personalizado y constante a cada uno de sus pacientes.

Institución	Situaciones en las cuales no se utilizaría el dispositivo
Defensa Civil	Cuando hay pocos pacientes
	Rescates acuáticos y momentos de lluvia.
Cruz Roja	Tormentas eléctricas
	Cuando el paciente es verde
	Cuando el paciente pueda sentirse intimidado o le genere un impacto negativo el hecho de ponerle un elemento electrónico
	Depende de la resistencia del dispositivo
Cuerpo de Bomberos	Cuando es una emergencia donde el número de socorristas supera el número de lesionados, o cuando la seguridad no esta dada
	En un socorrista, este siempre es rojo.
	Riesgo de alto incendio, explosión, avalancha.
	Situaciones de terrorismo.
	Dependiendo de la cantidad de dispositivos vs pacientes.

Tabla A. 13. Condiciones en las que no se haría uso del dispositivo

4.9 ¿Qué otras características le gustaría que tuviera el dispositivo?

La tabla 16, contiene una serie de características opcionales a tener en cuenta para el diseño del dispositivo, aunque existen características interesantes como: capacidad para transmitir y recibir voz, sistema de posicionamiento para una fácil ubicación del paciente, conexión satelital para el rastreo de la víctima y conocer el hospital de destino, entre otras. Se es consciente que no es posible incluirlas en su totalidad porque se estaría distorsionando un poco el objetivo del proyecto dado que al incluirlas se incrementaría de forma abismal el consumo de potencia. Sin embargo, la característica opcional de incluir un diodo LED donde el socorrista pueda utilizarlo para la tranquilidad del paciente es de gran importancia a ser considerado, dado que se contribuiría a la estabilidad emocional del paciente durante el evento catastrófico y con un consumo de potencia relativamente bajo.

Institución	Características opcionales
Defensa Civil	Que tuviese comunicación entre la central y los nodos para que puedan hablar si es necesario.
	Que sirva para transmitir y recibir comunicaciones de voz.
	Fácil de manejar y función en condiciones difíciles
	Utilizable en invierno.
	Sistema de posicionamiento para fácil ubicación del paciente y transmisión de sonido desde el paciente para mejorar el monitoreo.
Cruz Roja	Las piezas deben ser removibles, y ser asépticas para evitar contagios.
	Que tenga reloj digital y con manecillas por la importancia para el paramédico en el control del pulso y el tiempo de trabajo
	Posibilidad de extender mediante cables los sensores, que sea liviano, sencillo (por si lo utilizan personas con poco conocimiento o experiencia), si el dispositivo logrará percibir el estado de ánimo(emocional) del paciente con lo cual se generaría un gran impacto en la atención de los pacientes
	Conexión satelital, con lo cual se puede rastrea a la victima y dar una ubicación a que hospital fue llevada y para que los grupos que evacuen las victimas las encuentren más rápido
	Fácil de manejar, cómodo, sin puntas, información clara y visible.
Cuerpo de Bomberos	Una luz o led que uno lo prenda cuando quiera para dar tranquilidad al paciente.
	Hacer los registros bien estructurados de la evolución del paciente.
	Realice lecturas de condiciones del socorrista, es decir que el socorrista cuente con un dispositivo propio desde el cual se puede monitorizar su estado.
	Que pudiera almacenar la información obtenida y ser bajada fácilmente a un ordenador.

Tabla A. 14. Características opcionales para el dispositivo.

ANEXO B

TABLA DE CONTENIDO

LISTA DE TABLAS	25
LISTA DE FIGURAS.....	25
ANEXO B. SENSORES COMERCIALES PARA LA VALORACIÓN DE LOS SIGNOS VITALES: FRECUENCIA RESPIRATORIA, FRECUENCIA CARDIACA Y PRESIÓN ARTERIAL	26
1 INTRODUCCIÓN	26
2 FRECUENCIA RESPIRATORIA	26
2.1 SENSORES PARA EL MONITOREO DEL FLUJO DE AIRE	26
2.2 SENSORES UTILIZADOS PARA MEDIR EL ESFUERZO RESPIRATORIO	31
3 FRECUENCIA CARDIACA	35
4 PRESIÓN ARTERIAL	39
REFERENCIAS	76

LISTA DE TABLAS

TABLA B. 1. TABLA COMPARATIVA DE LOS SENSORES COMERCIALES DE FRECUENCIA RESPIRATORIA	34
TABLA B. 2. SENSORES COMERCIALES UTILIZADOS EN LA VALORACIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA	38
TABLA B. 3. SENSORES COMERCIALES UTILIZADOS EN EL MONITOREO DE LA PRESIÓN ARTERIAL.	41

LISTA DE FIGURAS

FIGURA B. 1. <i>ADULT AIRFLOW TRANSDUCER</i> Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	26
FIGURA B. 2. <i>ADULT & PEDIATRIC AIRFLOW TRANSDUCERS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	27
FIGURA B. 3. <i>ADULT AIRFLOW THERMOCOUPLE TRANSDUCER</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	27
FIGURA B. 4. <i>THERMAL AIRFLOW</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	27
FIGURA B. 5. <i>THERMAL AIRFLOW SENSORS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	28
FIGURA B. 6. <i>AIRFLOW THERMOCOUPLE</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	28
FIGURA B. 7. <i>ADULT & PEDIATRIC AIRFLOW TRANSDUCERS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	29
FIGURA B. 8. <i>AIRFLOW THERMISTOR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	29
FIGURA B. 9. <i>CTHERM</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	29
FIGURA B. 10. <i>REALFLO™ REUSABLE</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	30
FIGURA B. 11. <i>PIEZO PRESSURE FLOW/SNORE SENSOR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	30
FIGURA B. 12. <i>PTAF™ 2</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	30
FIGURA B. 13. <i>AC PRESSURE AIRFLOW SENSOR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	31
FIGURA B. 14. <i>ULTIMA DUAL AIRFLOW PRESSURE TRANSDUCER</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	31
FIGURA B. 15. <i>PIEZO CRISTAL SENSOR & BAND DOUBLÉ BUCKLE</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	31
FIGURA B. 16. <i>HIGH OUTPUT PIEZO RESPIRATORY EFFORT BELT</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	32
FIGURA B. 17. <i>RESPIRATORY EFFORT TRANSDUCERS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	32
FIGURA B. 18. <i>ZRIP EFFORT BELTS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	33
FIGURA B. 19. <i>PIEZO RESPIRATORY EFFORT SENSORS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	33
FIGURA B. 20. <i>REUSABLE RESPIRATORY EFFORT BELT SENSOR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	33
FIGURA B. 21. <i>CHEST INDUCTIVE INTERFACE CABLE</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	34
FIGURA B. 22. <i>PULSE TRANSDUCER, PIEZOELECTRIC</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	35
FIGURA B. 23. <i>PIEZO ELECTRIC PULSE TRANSDUCER</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	35
FIGURA B. 24. <i>EAR & FINGER CLIPS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	36
FIGURA B. 25. <i>IR PLETHYSMOGRAPH - EAR CLIP</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	36
FIGURA B. 26. <i>PULSE OXIMETER TRANS, FINGER & EAR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	36
FIGURA B. 27. <i>NONIN REUSABLE SENSORS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	37
FIGURA B. 28. <i>NELLCORE REUSABLE SENSORS</i> , Y PRECIOS.	38
FIGURA B. 29. <i>SERIES MPX2010GS</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	39
FIGURA B. 30. <i>SERIES MPX5100</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	39
FIGURA B. 31. SENSORES DE PRESIÓN SERIES XFPN, XFGN, Y XFPM, Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	40
FIGURA B. 32. <i>LDT1-028K PIEZO SENSOR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	40
FIGURA B. 33. <i>FDT1-028K PIEZO SENSOR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	41
FIGURA B. 34. <i>SDT1-028K - VIBRATION SENSOR</i> , Y ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	41

ANEXO B. SENSORES COMERCIALES PARA LA VALORACIÓN DE LOS SIGNOS VITALES: FRECUENCIA RESPIRATORIA, FRECUENCIA CARDIACA Y PRESIÓN ARTERIAL

1 INTRODUCCIÓN

El presente anexo contiene una exploración de los diferentes tipos de sensores que se encuentran comercialmente para los signos vitales: frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca y presión arterial. Esta exploración tiene la finalidad de identificar en lo posible la amplia gama de sensores de bajo costo para cada una de las técnicas o métodos no invasivos presentes para la valoración del paciente a partir de los signos vitales en mención.

2 FRECUENCIA RESPIRATORIA

Los sensores comerciales para la valoración de la frecuencia respiratoria están asociados al monitoreo del flujo de aire o al esfuerzo respiratorio.

2.1 Sensores para el monitoreo del flujo de aire

Entre los sensores para evaluar la condición respiratoria del paciente a partir del monitoreo del flujo de aire se encuentran:

Adult airflow transducer: el transductor incluye tres termocuplas sensibles al calor, el sensor se ubica debajo de las fosas nasales y produce un pequeño voltaje análogo que es directamente proporcional a los cambios de aire inhalado y exhalado durante la respiración, con lo cual se provee un indicador claro y confiable del flujo respiratorio [1].

El transductor se puede encontrar en los modelos 1401G & 1421, y tiene características como: puntas rígidas con contornos suaves para la comodidad del paciente, suministro térmico con una mayor afinidad por el flujo de aire que con la temperatura, diseño mecánico robusto y pequeño. En la figura B.1 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termocupla
Requerimientos de potencia	No es requerida potencia externa
Amplitud típica de la señal	100 μ V
Tipos de conector	1.5 [mm] de conector resistente al tacto.
	Longitud del cable: 2 [m]
	Key connector Longitud del cable: 75 [cm]
Garantía	6 meses
Precio [\$US]	\$ 166

Figura B. 1. Adult airflow transducer y especificaciones técnicas

Adult & pediatric airflow transducers: Ofrece sensores ligeros tipo termocupla dual (oral y nasal), y con una cánula simple diseñada para una fácil adherencia y comodidad del paciente. Las señales nasal y oral pueden ir en dos canales o combinadas en un canal simple. El sensor puede encontrarse en los modelos F-ONT2 para adulto y F-ONT2P para niños [2]. En la figura B.1 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termocupla
Sensibilidad requerida	Aproximadamente 7 $\mu\text{V}/\text{mm}$ (estándar EEG)
Tamaño físico	1.5 [mm] de diámetro en conector hembra.
Peso	18.8 [g]
Longitud del cable	2.1 [m]
Garantía	3 meses
Precio [\$US]	\$ 235 (F-ONT2)
	\$ 270 (F-ONT2P)

Figura B. 2. Adult & pediatric airflow transducers, y especificaciones técnicas

Adult airflow thermocouple transducer: sensor termocupla económico montado en un clip nasal removible (modelo F-TCT) que no requiere suministro de energía. Múltiples unidades pueden ser utilizadas para facilitar un monitoreo nasal y oral. La unidad puede ser gas esterilizado [3]. En la figura B.2 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termocupla
Sensibilidad requerida	Aproximadamente 7 $\mu\text{V}/\text{mm}$ (estándar EEG)
Tamaño físico	1.3 [m] de cable blindado con una terminación de 1.5 [mm] de diámetro con conector hebra
Peso	17.7 [g]
Longitud del cable	2.1 [m]
Garantía	6 meses
Precio [\$US]	\$ 115

Figura B. 3. Adult airflow thermocouple transducer, y especificaciones técnicas

Thermal airflow: sensor reusable que no se requiere se fuente de alimentación externa con puntas flexibles (nasal y oral) que aseguran la detección del flujo respiratorio [4] [5]. En la figura B.4 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termocupla
Requerimientos de potencia	No requiere potencia externa, la señal es autogenerada.
Amplitud típica de la señal	100 [μV] pico a pico
Configuraciones de filtros	Filtro de baja frecuencia 0.1 [Hz] Filtro de alta frecuencia 15 [Hz]
Tipo de conector estándar	Conector <i>safety</i> 1.5 [mm]
Longitud del cable	2 [m]
Precio [\$US]	\$130

Figura B. 4. Thermal airflow, y especificaciones técnicas

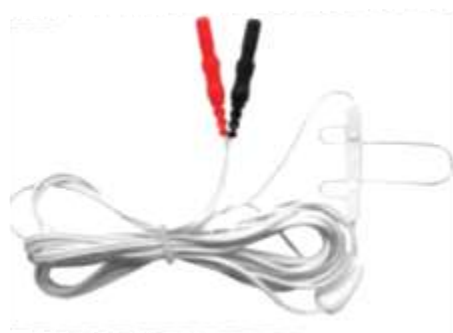
Thermal airflow sensors: son soluciones al monitoreo del flujo de aire para adultos y niños basados tanto en termocuplas como termistores. Estos sensores utilizan un cómodo y ajustable estilo cánula, lo cual permite una fácil ubicación del sensor y ayuda a reducir el estrés del paciente. Diferentes modelos de los sensores incluyen la habilidad para monitorear la vía oral y nasal de forma separada y/o juntas en uno, dos, y tres canales de monitoreo [6] [7]. En la figura B.5 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termocupla / Termistor
Requerimientos de potencia	No requiere potencia externa, la señal es autogenerada.
Amplitud típica de la señal	400 [μ V] pico a pico
Impedancia de salida	7 [Ω]
Configuración de filtros	Filtro de baja frecuencia 0.16 [Hz] Filtro de alta frecuencia 15 [Hz]
Tipo de conector estándar	Conector <i>safety</i> 1.5 [mm]
Longitud del cable	2.13 [m]
Precio [\$US]	\$239

Figura B. 5. *Thermal airflow sensors*, y especificaciones técnicas

Airflow thermocouple: en la figura B.6 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor [8].



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termocupla
Requerimientos de potencia	No requiere potencia externa, la señal es autogenerada.
Amplitud típica de la señal	0.1 [mV]
Número de canales	Un único canal oral/nasal
Impedancia de salida	< 10 [Ω]
Tipo de conector estándar	Conector <i>safety</i> 1.5 [mm]
Longitud del cable	2 [m]
Garantía	6 meses
Precio [\$US]	\$195

Figura B. 6. *Airflow Thermocouple*, y especificaciones técnicas

Adult & pediatric airflow transducers – disposable: es un sensor adhesivo desechable sensible, liviano cómodo, flexible, que no requiere fuente de alimentación externa y usa una película de polifloruro de vinilideno PVDF⁴ para sensar la señal del flujo respiratorio, tiene la habilidad de generar una señal de forma casi instantánea para detectar los pequeños y rápidos cambios presentes en el flujo de aire del paciente. En la figura B.7 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor [9].

⁴ PVDF plástico flexible, ligero y resistente, el cual genera un voltaje cuando esta expuesto a cambios de temperatura.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Película de PVDF
Requerimientos de potencia	No requiere potencia externa, la señal es autogenerada.
Amplitud típica de la señal	400 [μV] pico a pico
Tamaño físico	Largo: 2.2 [cm] Ancho: 2.54 [cm]
Peso	5 [g]
Longitud del cable	61 [cm]
Precio [US\$]	Transductor desechable: \$ 104
	Adaptador cable reusable: \$ 207

Figura B. 7. *Adult & pediatric airflow transducers*, y especificaciones técnicas

Airflow thermistor: el sensor de flujo de aire Braebon modelo 0510, emplea la tecnología de termistores para medir cualitativamente el flujo de aire respiratorio. A diferencia de los sensores de flujo de aire basados en termocupla, este tipo de sensor requiere una fuente de alimentación externa, dado que no genera su propia señal [10]. En la figura B.8 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termistor
Requerimientos de potencia	3 [V]
Amplitud típica de la señal	1.5 [mV]
Configuraciones del filtro	Filtro de baja frecuencia: 0,3 Hz Filtro de alta frecuencia: 5 Hz a 15 Hz
Tipo de conector estándar	Conector <i>safety</i> 1.5 [mm]
Longitud del cable	2,13 [m]
Precio [US\$]	\$159

Figura B. 8. *Airflow Thermistor*, y especificaciones técnicas

cTherm cannula thermistor airflow sensor: esta específicamente diseñado para situarse por encima de las cánulas nasales y permitir un registro simultaneo del flujo de aire vía termistor y de la presión del mismo, para una óptima detección de apneas e hipoapneas [11]. En la figura B.9 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Termistor
Tipo de batería	CR- 2450 de 3 [V]
Amplitud típica de la señal	1.5 [mV]
Tipo de conector estándar	Conector <i>safety</i> 1.5 [mm]
Longitud del cable	2,13 [m]
Precio [US\$]	\$159

Figura B. 9. *cTherm*, y especificaciones técnicas

RealFlo™ Reusable: En la figura B.10 se presentan las especificaciones técnicas [12].



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Película de PVDF
Requerimientos de potencia	No requiere potencia externa, la señal es autogenerada.
Amplitud típica de la señal	400 [µV] pico a pico
Configuraciones del filtro	Frecuencia baja ≤ 0.01 [Hz] Frecuencia alta > 5 [Hz]
Longitud del cable	2 [m]
Tipo de conector	DIN 1.5 [mm]
Precio [\$US]	\$ 250

Figura B. 10. *RealFlo™ Reusable*, y especificaciones técnicas.

Piezo pressure flow/snore sensor: este sensor está diseñado para detectar el flujo respiratorio y ronquido del paciente, utilizados por los sistemas de adquisición de datos fisiológicos (polígrafo, EEG, etc). Los cristales piezoeléctricos internos censan los pequeños cambios de presión producidos por el flujo de aire, los cuales son filtrados en dos bandas; las ondas de baja frecuencia para el canal de flujo y las de alta frecuencia para el canal de ronquidos. Adicionalmente, este tipo de sensor no requiere de fuente de alimentación externa pero necesita de una cánula nasal conectada al paciente [13], en la figura B.11, se presentan sus especificaciones técnicas.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Piezoeléctrico
Fuente de alimentación	No requerida
Tamaño físico	50 x 30 x 13 [mm]
Peso	30 [g]
Tamaño físico	50 x 30 x 13 [mm]
Longitud del cable	2.1 [m]
Elemento adicional incluido	Cánula nasal modelo 14805-FT
Precio [\$US]	\$ 370

Figura B. 11. *Piezo pressure flow/snore sensor*, y especificaciones técnicas

PTAF™ 2: el sensor permite hacer control de ganancia y es ampliamente utilizado en los estudios basados en el diagnóstico del paciente, dado que suministra una señal precisa del flujo respiratorio y del ronquido del paciente, puede ser utilizado tanto en la configuración DC como AC. En la figura B.12 se presenta las especificaciones técnicas [14].



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Presión diferencial
Fuente de alimentación	9 [v]
Tipos de salida	<i>Airflow y Snore</i>
Tamaño	126 x 70 [mm]
Peso	130 [g] con batería
Elementos adicionales incluidos	<ul style="list-style-type: none"> • Cánula nasal <i>Sample Pack</i>. • Batería Alcalina de 9 [v]
Precio [\$US]	\$ 495

Figura B. 12. *PTAF™ 2*, y especificaciones técnicas

AC Pressure airflow sensor: en la figura B.13, se presentan la imagen y especificaciones técnicas del sensor [15]



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Piezoeléctrico
Fuente de alimentación	No es requerida
Tipo de conector	<i>DIN safety</i> 1.5 [mm]
Conector cánula	Tipo Luer®
Configuración filtros	Pasa-bajo 30 [Hz] Pasa-alto 0.01 [Hz]
Precio [\$US]	\$ 299

Figura B. 13. AC Pressure airflow sensor, y especificaciones técnicas

Ultima dual airflow pressure transducer: detecta y amplifica los cambios de presión provenientes del flujo respiratorio. Asimismo, posee seis tipos de canales de filtrado, ganancia ajustable y detección de la respiración nasal y oral por canales separados a través de la cánula nasal/ oral “BRAEBON2 modelo 0588 [16]. A continuación se presenta su imagen y especificaciones técnicas.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Presión diferencial
Fuente de alimentación	9 [v]
Amplitud típica de la señal	20 [mV]
Tipos de salida	<i>Airflow</i> no filtrado (<i>airflow & snore</i>), <i>Airflow</i> filtrado, y <i>Snore</i>
Rango de salida típico	350 [mV]
Tamaño	72 x 37 x 15 [mm]
Precio [\$US]	\$ 350

Figura B. 14. Ultima dual airflow pressure transducer, y especificaciones técnicas

2.2 Sensores utilizados para medir el esfuerzo respiratorio

En este grupo de sensores se ubican aquellos que son utilizados para medir la expansión torácica y/o abdominal asociada con el esfuerzo respiratorio por medio de bandas elásticas que hacen uso de cristales piezoeléctricos que producen una pequeña señal de voltaje cuando una tensión es aplicada sobre el, o a través de la pletismografía inductiva.

Piezo crystal sensor & band (adult/ped)-double buckle: hace uso de un piezoeléctrico, con lo cual no es necesario interfaces o fuentes externas de alimentación [17]. En la figura B.15 se presentan sus especificaciones técnicas.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Cristal piezoeléctrico
Amplitud típica de la señal	1 – 3 [mV]
Tipo de conector	Dos <i>safety</i> pins 1.5 [mm]
Sistema de bandas	<i>Velstretch</i> ⁵
Configuraciones del filtro	Filtro de baja frecuencia 0.1 [Hz] Filtro de alta frecuencia 15 [Hz]
Sensibilidad	Aproximadamente 30 [µV/mm]
Precio [\$US]	\$ 295

Figura B. 15. Piezo cristal sensor & band doblé buckle, y especificaciones técnicas

⁵ *Velstretch*, permite variar la longitud según las necesidades del paciente.

High output piezo respiratory effort belt with buckles: en la figura B.16, se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor [18].



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Cristal piezoeléctrico
Amplitud típica de la señal	5 [mV]
Fuente de alimentación	No requerida
Tipo de conector	safety pins 1.5 [mm]
Sistema de bandas	Velstretch
Longitud del cable	2.13 [m]
Precio [US\$]	\$ 209

Figura B. 16. High output piezo respiratory effort belt, y especificaciones técnicas

Respiratory effort transducers: los modelos 1370G-Kit, 1387G-Kit, 1388G-Kit, 1330A-Kit, 1332-Kit, y 1331-Kit, se fundamentan en el uso de un cristal piezoeléctrico y tener tamaño reducido y contornos suaves para la comodidad del paciente, además, de ser elementos aislados que incrementan la inmunidad en ambientes hostiles [19]. A continuación se presentan las imágenes y especificaciones técnicas de los sensores.



Modelos 1370G-KIT & 1330A-KIT Transductores adulto



Modelos 1387G-KIT & 1332-KIT Transductores adulto



Modelos 1388G-KIT & 1331-KIT Transductores pediátricos

Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Cristal piezoeléctrico
Amplitud típica de la señal	1 [mV]
Tipos de conector	1.5 mm touch-proof safety connector Wire Length: 6.5 foot (200 cm)
	Key connector Wire Length: 14 inch (35 cm)
Tamaño físico	3 cm (incluyendo hebilla)
Peso	11 [gr.]
Garantía	12 meses
Precio [US\$]	\$ 303 (1370G-KIT & 1330A-KIT)
	\$ 320 (1387G-KIT & 1332-KIT)
	\$ 308 (1388G-KIT & 1331-KIT)

Figura B. 17. Respiratory effort transducers, y especificaciones técnicas

zRIP Effort Belts: esta desarrollado con base en la tecnología de los sistemas de pletismografía inductiva respiratoria, además, este sistema suministra una señal de esfuerzo respiratorio confiable, dado que elimina los problemas de perdida de la señal y señales espurias. Por otra parte los cinturones no requieren calibración, y son lavables y reutilizables, figura B.18 [20].



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Inductiva
Requerimientos de potencia	9 [V] baterías AAA
Amplitud típica de la señal	1 [mV] pico a pico
Tipo de conector	Safety pins 1.5 [mm]
Longitud del cable	2.1 [m]
Configuración filtros	Filtro de baja frecuencia 0.16 [Hz] Filtro de alta frecuencia 15 [Hz]
Precio [US\$]	\$ 255

Figura B. 18. zRIP Effort Belts, y especificaciones técnicas

Piezo respiratory effort sensors: en la figura B.18, se presentan la imagen y especificaciones técnicas del sensor [21].



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Cristal piezoeléctrico
Amplitud típica de la señal	600 [μ V] pico a pico
Tipo de conector	Safety pins 1.5 [mm]
Longitud del cable	2.13 [m]
Configuraciones del filtro	Filtro en baja frecuencia 0.15 [Hz] Filtro en alta frecuencia 15 [Hz]
Sistema de bandas	Velstretch
Precio [US\$]	\$ 275

Figura B. 19. Piezo respiratory effort sensors, y especificaciones técnicas

Reusable respiratory effort belt sensor: en la figura B.19, se presentan la imagen y especificaciones técnicas del sensor [22].



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Film PVDF (Polyvinylidene Fluoride)
Requerimientos de potencia	No requiere fuente de alimentación externa, la señal es autogenerada.
Amplitud típica de la señal	700 [μ V] pico a pico
Tipo de conector	DIN hembra de 1.5 [mm]
Longitud del cable	1.8 [m]
Peso	31.1 [g]
Precio [US\$]	\$ 207

Figura B. 20. Reusable respiratory effort belt sensor, y especificaciones técnicas

Chest inductive interface cable: la banda torácica modelo 9102G es liviana, lavable, esterilizable y cómoda para el paciente, hace uso de la tecnología inductiva para monitorear el esfuerzo respiratorio del paciente. Tiene una expectativa de vida de más de 40 usos, es compatible con todos los monitores inductivos y la posición de los sensores pueden ser fácilmente aplicables sobre la banda [23]. En la figura B.21, se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Tecnología del sensor	Inductiva
Requerimientos de potencia	Si
Amplitud típica de la señal	1.5 [mV]
Tipo de conector	Safety pins 1.5 [mm]
Longitud del cable	2 [m]
Garantía	1 año
Precio [US\$]	\$ 242

Figura B. 21. Chest inductive interface cable, y especificaciones técnicas

En la tabla B.1, se confrontan los sensores comerciales encontrados para la frecuencia respiratoria, la cual permitirá elegir el más adecuado para el proyecto.

Método utilizado	Sensor	Requerimientos de potencia	Amplitud típica de la señal [mV]	Precio [US\$]
Monitoreo del flujo de aire	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 - disposable	No	0.4	311
	RealFlo™ Reusable	No	0.4	250
	Airflow Thermistor	3 [V]	1.5	159
	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	
Esfuerzo Respiratorio	Piezo crystal sensor & band (adult/ped)-double buckle	No	1 – 3	295
	High output piezo respiratory effort belt with buckles	No	5	209
	Respiratory effort – model 1370G	No	1	303
	Respiratory effort – model 1387G	No	1	320
	Piezo respiratory effort sensors	No	0.6	275
	Reusable respiratory effort belt sensor	No	0.7]	207
	Chest inductive interface cable	9 [V]	1.5	242
	zRIP Effort Belts	9 [V]	1	255

Tabla B. 1. Tabla comparativa de los sensores comerciales de frecuencia respiratoria

3 FRECUENCIA CARDIACA

Entre los sensores comerciales utilizados para la valoración de la frecuencia cardiaca se encuentran:

Pulse transducer, piezoelectric: el MNL 421010 es un transductor piezoeléctrico robusto, diseñado principalmente para registrar pulsos de presión periférica, sonidos de *Korotkoff*⁶, pulsos carotídeos, y otras variables biológicas de forma confiable. Además, es pequeño y permite obtener un alto nivel de señal de salida, lo cual lo hace ideal para diferentes aplicaciones [24] [25].



Especificaciones Técnicas	
Fuente de la señal	Piezoeléctrico
Fuente de alimentación	No requiere
Respuesta en frecuencia	2.5 [Hz] – 5 [KHz]
Señal de salida	20 – 40 [mV]
Impedancia de salida	1 [MΩ]
Tamaño	Diámetro 2.3 [cm] Grosor 1.3 [cm]
Longitud del cable	1.8 [m]
Precio [\$ US]	\$ 112.17

Figura B. 22. Pulse Transducer, Piezoelectric, y especificaciones técnicas

Piezo electric pulse transducer: el MLT1010 es un transductor de pulso que comprende un elemento piezoeléctrico y es utilizado para monitorear la señal del pulso del dedo de la mano, o la fuerza de un pequeño impacto [26]. A continuación se presentan sus especificaciones técnicas.



Especificaciones Técnicas	
Fuente de la señal	Piezoeléctrico
Fuente de alimentación	No requiere
Amplitud de típica de la señal	100 [mV]
Impedancia de salida	1 [MΩ]
Respuesta en frecuencia	2.5 - 5000 [Hz]
Peso	25 [g]
Tamaño (diámetro x espesor)	2.2 x 1.2 [cm]
Longitud del cable	1.95 [m]
Precio [\$ US]	\$ 193

Figura B. 23. Piezo Electric Pulse Transducer, y especificaciones técnicas

Finger & ear clips photo plethysmograph: el MNL 421011 es un pletismógrafo de pulso infrarrojo, el cual puede ser utilizado para registrar el cambio pulsátil del flujo sanguíneo en los dedos de la mano, dedos del pie, orejas, la frente y otros lugares. El uso conjunto de fuente roja - infrarrojo y receptor par, minimiza los efectos de la luz del ambiente [27] [28].

El MNL 421012 es utilizado para percibir los cambios en el flujo pulsátil del lóbulo de la oreja y otras partes delgadas de tejidos (nariz). Este dispositivo, presenta las mismas especificaciones técnicas del "Finger Clip Photo Plethysmograph" dado que están basados en el mismo estándar (MNL 421011) [29].

⁶ Korotkoff vibraciones de baja frecuencia que están constituidas por dos componentes, una arterial y otra sanguínea



Especificaciones Técnicas	
Fuente de la señal	LED rojo - infrarrojo y foto sensor
Fuente de alimentación	6 – 9 [V] en 20 [mA]
Señal de salida	5 - 50 [mV]
Tamaño	1.5 x 1.5 x 0.6 [cm]
Longitud del cable	1.8 [m]
Precio [\$ US]	“Figer Clip” \$ 175.62
	“Ear Clip” \$164.29

Figura B. 24. Ear & Finger Clips, y especificaciones técnicas

IR plethysmograph - Ear clip: el pletismógrafo MLT1020EC es un sensor fotoeléctrico infrarrojo utilizado para monitorear los cambios en el flujo sanguíneo pulsátil de la oreja [30]. En la figura B.25, se presenta la imagen y especificaciones del sensor.



Especificaciones Técnicas	
Fuente de la señal	Sensor infrarrojo
Principio de operación	Reflectancia
Longitud de onda	950 [nm]
Fuente de alimentación	6 – 9 [V DC]
Amplitud de típica de la señal	5 – 50 [mV]
Impedancia de salida	1 [KΩ]
Peso	8 [g]
Tamaño	1.5 x 1.5 x 0.024 [cm]
Precio [\$ US]	\$ 347

Figura B. 25. IR Plethysmograph - Ear Clip, y especificaciones técnicas

Pulse oximeter trans, Finger & Ear: el transductor TSD123A es un “finger clip” fácil de usar y cómodo, el cual es ideal para cortos periodos de monitorización [31]. Por su parte, el transductor TSD123B (“ear clip”) puede ser adherido a diferentes partes del cuerpo humano (dedos de la mano, pies, y lóbulo de la oreja) por medio de cintas adhesivas, facilitando el monitoreo a largo plazo [32].



Especificaciones Técnicas	
Fuente de la señal	LED rojo- infrarrojo y foto sensor
Principio de operación	Transmisión
Longitud de onda	Rojo 660 [nm] Infrarrojo 940 [nm]
Longitud del cable	1 [m]
Peso	Figger clip: 23 [g] Ear clip: 6 [g]
Tamaño	Finger clip: 6.2 x 2.3 x 2.6 [cm] Ear clip: 1.2 x 1.2 x 1.2 [cm]
Precio [\$ US]	Finger clip: \$ 294
	Ear clip: \$ 294

Figura B. 26. Pulse oximeter trans, finger & ear, y especificaciones técnicas

Nonin reusable sensors: Nonin ha diseñado una serie de sensores reusables “PureLight”⁷, disponibles en todos los tamaños (adultos, pediátricos, y bebés) y presentaciones clínicas. Las series 8000 de sensores reusables son ideales para un monitoreo corto, pruebas de estrés, chequeos rápidos, y en general para cualquier situación donde el riesgo de contaminación sea baja [33] [34]. En la figura B.27, se presenta las imágenes y especificaciones técnicas de los sensores Nonin reusables.



8000R – “Reflectance Sensor”



8000Q – “Ear Clip Sensor”



8000AA – “Adult Finger Clip”

Especificaciones Técnicas	
Fuente de la señal	LED rojo- infrarrojo y foto sensor
Principio de operación	“Finger & ear clips” - Transmisión “Forehead Clip” – Reflectancia
Longitud de onda para “Finger & ear clips”	Rojo 660 [nm] Infrarrojo 910 [nm]
Rango de saturación	“Finger clip” 70 – 100 % ± 2% “Ear clip” 70 – 100 % ± 4%
Tipo de conector	D 9 pines
Longitud del cable	“Finger clip” 3.1 [m] “Ear clip” 3.75 [m]
Precio [\$ US]	“Finger clip” \$ 168
	“Ear clip” \$ 168
	“Forehead clip” \$ 168

Figura B. 27. Nonin reusable sensors, y especificaciones técnicas

Nellcore reusable sensors: Nellcor ofrece diferentes opciones de sensores reusables tales como:” Durasensor Adult Finger Clip Sensor”, “Dura-Y Ear Clip”, y “RS-10 Reflectance Sensor”, utilizadas para el monitoreo del paciente a corto plazo [35]. Sin embargo, ofrece para el monitoreo del paciente a largo plazo el “Max-Fast forehead sensor”, el cual detecta los cambios en la saturación de oxígeno más rápido que los sensores mencionados anteriormente y es ideal para situaciones de baja perfusión [36].

El diseño de los sensores optimiza la señal y la protege de la luz ambiente, además incorporan protección de la señal del ruido electrónico y alta calidad de los LEDs maximizando la capacidad de rastreo de la señal, en la figura B. 28 imágenes y precios [37].

⁷ PureLight producen un espectro de luz pura de alta intensidad, lo cual elimina variaciones en la lectura de paciente a paciente y de sensor a sensor.



Sensor	Precio [\$ US]
"Dura-Y Ear Clip"	\$ 48.75
"RS-10 Reflectance "	\$ 179.00
"Durasensor Adult Finger Clip"	\$ 236.39
"Max-Fast Forehead"	\$ 716.88

Figura B. 28. Nellcore reusable sensors, y precios.

En la tabla B.2 se hace una comparación entre los sensores encontrados, algunos de los datos no se han establecido, ya que las empresas fabricantes no los brindan.

Principio de operación	Sensor	Amplitud típica de la señal [mV]	Precio [\$ US]
Piezoeléctrico	Pulse Transducer, Piezoelectric - MNL 421010	20 – 40	112.17
	Piezo Electric Pulse Transducer - MLT1010	100	193.00
Transmisión	Finger Clip Photo Plethysmograph - MNL 421011	5 - 50	175.62
	Ear Clip Photo Plethysmograph - MNL 421012	5 - 50	164.29
	Pulse Oximeter Trans, Finger - TSD123A	---	294.00
	Pulse Oximeter Trans, Ear - TSD123B	---	294.00
	"Ear Clip Sensor" - 8000Q	---	168.00
	"Adult Finger Clip" - 8000AA	---	168.00
	"Dura-Y Ear Clip"	---	48.75
	"Durasensor Adult Finger Clip"	---	236.39
Reflectancia	IR Plethysmograph - Ear Clip - MLT1020EC	5 - 50	347.00
	"Reflectance Sensor" - 8000R	---	168.00
	"RS-10 Reflectance "	---	179.00
	"Max-Fast Forehead"	---	716.88

Tabla B. 2. Sensores comerciales utilizados en la valoración de la frecuencia cardiaca

4 PRESIÓN ARTERIAL

A continuación se presentan algunos de los sensores comerciales utilizados para el monitoreo de la presión arterial.

MPX2010GS: es la serie silicio de sensores de presión piezoresistivos configurados en modo gradual y diferencial, provee una señal de voltaje de salida muy exacta y lineal que es directamente proporcional a la presión aplicada, son útiles en aplicaciones que requieran de: diagnóstico respiratorio, control del desplazamiento del aire, controladores, conmutadores de presión, etc.

Los sensores son calibrados mediante laser para mejorar su intervalo de precisión, nivel offset y compensación en temperatura entre 0 °C y +85 °C. En la figura B.29 se presenta la imagen y especificaciones técnicas del sensor [38].

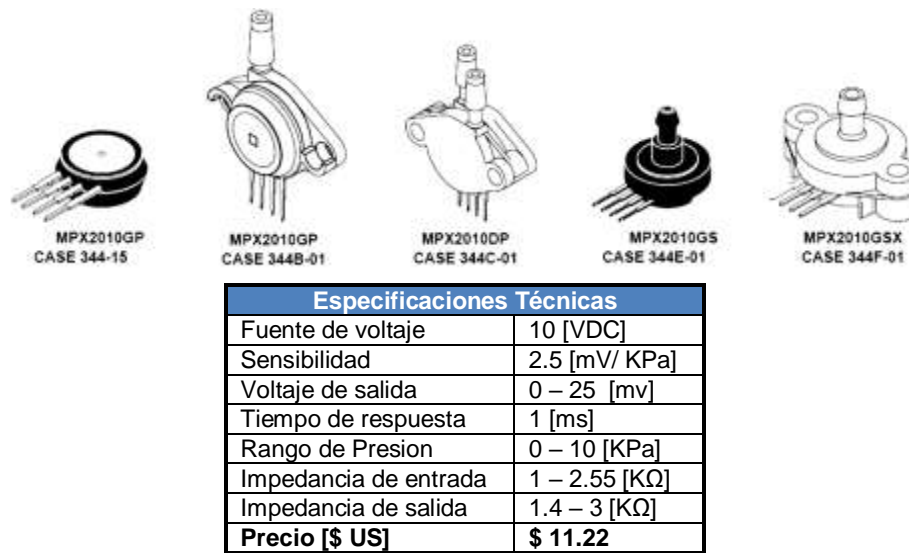


Figura B. 29. Series MPX2010GS, y especificaciones técnicas

MPX5100: esta serie consta de transductores monolíticos piezoresistivos, fáciles de usar, con error máximo del 2.5 % sobre 0°C hasta 85°C y configurables en modo gradual, diferencial, y absoluto, diseñados para un amplio rango de aplicaciones, pero particularmente aquellas que hacen uso de un microcontrolador, o microprocesador con entradas analógicas/digitales [38].

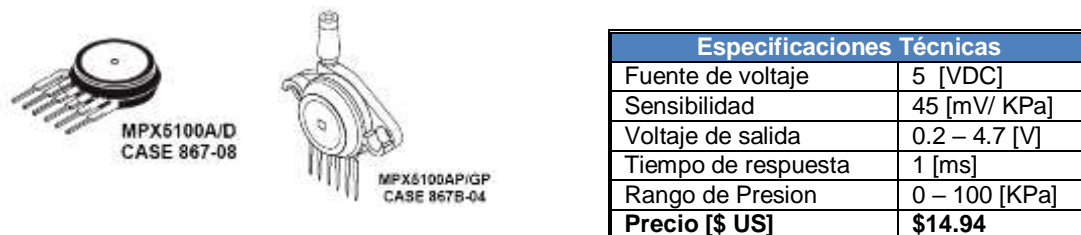


Figura B. 30. Series MPX5100, y especificaciones técnicas

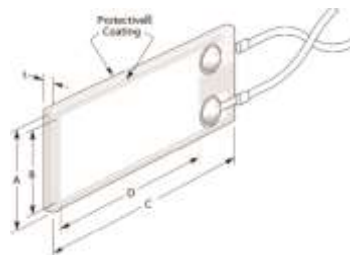
XFPN-03PGV, XFGN-6050, y XFPM-050KPG: Sensores de presión piezoresistivos con funciones de amplificación, calibración, y compensación de temperatura. Utilizados en aplicaciones para el monitoreo no invasivo de la presión arterial [39] [40]. En la figura B.31 se presentan sus imágenes y especificaciones técnicas.



Especificaciones Técnicas	
Fuente de voltaje	5 [VDC]
Consumo de corriente	< 10 [mA]
Amplitud típica de la señal	XFPN, XFGN: 0.5 -4.5 [V] XFPM: 0.2 – 4.7 [V]
Impedancia de salida	< 10 [Ω]
Tiempo de respuesta	2 [ms]
Precio [\$ US]	XFPN: \$ 10.60
	XFGN: \$ 10.60
	XFPM: \$ 12.00

Figura B. 31. Sensores de presión series XFPN, XFGN, y XFPM, y especificaciones técnicas

LDT1-028K Piezo Sensor: el LDT1 es un sensor piezoeléctrico multipropósito, diseñado para detectar los fenómenos físicos como las vibraciones o impactos. Entre sus usos se encuentran: sensado de una fuerza directa ejercida sobre un contacto, registro del tiempo y conteo del número de impactos en un evento, medición de los impactos relacionados con funciones, detección de movimiento, etc [41].



Especificaciones Técnicas	
Fuente de voltaje	No requiere
Impedancia mínima	1 [$M\Omega$]
Impedancia preferida	> 10 [$M\Omega$]
Voltaje de salida	10 [mV] – 100 [V]
Blindaje	No
Capacitancia	1.38 [nF]
Precio [\$ US]	\$ 3.00

Figura B. 32. LDT1-028K Piezo Sensor, y especificaciones técnicas

FDT1-028K Piezo Sensor: la serie FDT; F de correa flexible (*flexible leads*), esta conformada por elementos rectangulares de un film piezoeléctrico con una película de plata en sus electrodos. La correa adherida al sensor extiende su área activa con un material flexible y unas pistas compensadas, proporcionándole al sensor mayor flexibilidad y exactitud, además de un conector final [42].



Especificaciones Técnicas	
Fuente de voltaje	No requiere
Capacitancia	1.37 [nF]
Precio [\$ US]	\$ 6.00

Figura B. 33. FDT1-028K Piezo Sensor, y especificaciones técnicas

SDT1-028K - Vibration Sensor: la serie SDT (*Shielded*- sensor blindado) esta constituida por sensores piezoeléctricos proveídos por una cubierta protectora y un cable blindado; importante para aplicaciones que se desarrollan en ambientes con elevadas interferencias electromagnéticas. Entre sus usos se encuentran: monitoreo de maquinaria, detección de emisiones acústicas, micrófono de contacto, sensor de vibración/impacto, análisis de vibración para equipos y productos de diseño, etc. [43].



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 B. 34. SDT1-028K - Vibration Sensor, y especificaciones técnicas.

En la tabla A.3, se recopila la información relevante de los sensores comerciales utilizados en el monitoreo de la presión arterial.

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 B. 3. Sensores comerciales utilizados en el monitoreo de la presión arterial.

ANEXO C

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCION	45
2. FILTRO RC PASA-BANDA.....	45
3. FILTRO PASA BANDA CON AMPLIFICADORES OPERACIONALES.....	46
4. FILTRO DISEÑADO ANALOG DEVICES	50
4. 1. FILTRO PASABANDA FRECUENCIA CENTRAL 10 HZ ORDEN 6	51
4. 2. FILTRO PASABANDA FRECUENCIA CENTRAL 3 HZ ORDEN 6	51
4. 3 FILTRO PASA BAJAS BUTTERWORTH 6 ORDEN FC 10 HZ	52

LISTA DE FIGURAS

FIGURA C.1. ESQUEMÁTICO FILTRO PASA BANDA RC	45
FIGURA C. 2. FILTRO PASA BANDA CON DISPOSITIVOS ACTIVOS	46
FIGURA C. 3. ETAPA DE FILTRADO Y AMPLIFICACIÓN DE LA INTERFAZ DE FRECUENCIA RESPIRATORIA.....	47
FIGURA C. 4. FILTRO PASA BAJOS	47
FIGURA C. 5. FILTRO PASA ALTOS	48
FIGURA C. 6. BLOQUES DE AMPLIFICACIÓN.....	49
FIGURA C. 7.ESQUEMÁTICO FILTRO PASA BANDA CON ETAPA DE AMPLIFICACIÓN DE GANANCIA 5.....	49
FIGURA C. 8. FORMA DE ONDA DE LA SEÑAL DE ENTRADA AL CIRCUITO 100 μ V	50
FIGURA C. 9.FORMA DE ONDA DESPUÉS DEL FILTRO. A) SEÑAL DE ENTRADA (VERDE) Y SALIDA DEL FILTRO (AMARILLA), B) SEÑAL A LA SALIDA DEL AMPLIFICADOR (ROJA)	50
FIGURA C. 10. FILTRO PASA BANDA SALLEN-KEY $F_c=10$ Hz. A) TOPOLOGÍA DE DISEÑO, B) RESPUESTA EN FRECUENCIA (RESPUESTA EN MAGNITUD Y FASE).....	51
FIGURA C. 11. PASA BANDA SALLEN-KEY $F_c=3$ Hz	52
FIGURA C. 12. FILTRO PASA BAJOS BUTTERWORTH $F_c=10$	52

ANEXO C. FILTROS PROBADOS PARA LA INTERFAZ DE LA TERMOCUPLA.

1. INTRODUCCION

Este anexo hace referencia al estudio generado para la elaboración final del filtro utilizado en la interfaz de la termocupla, el porqué de su elección y además las características finales del esquema a utilizar. Inicialmente se seleccionaron algunas topologías (pasa-banda y pasa-bajos) en la búsqueda de la mejor solución para el acoplamiento de la señal.

2. FILTRO RC PASA-BANDA

Inicialmente se realizó la implementación de un filtro pasa-banda RC, ya que es un filtro fácil y rápido de implementar y cuenta solamente con dos condensadores y dos resistencias. El esquema diseñado para este filtro es el siguiente:

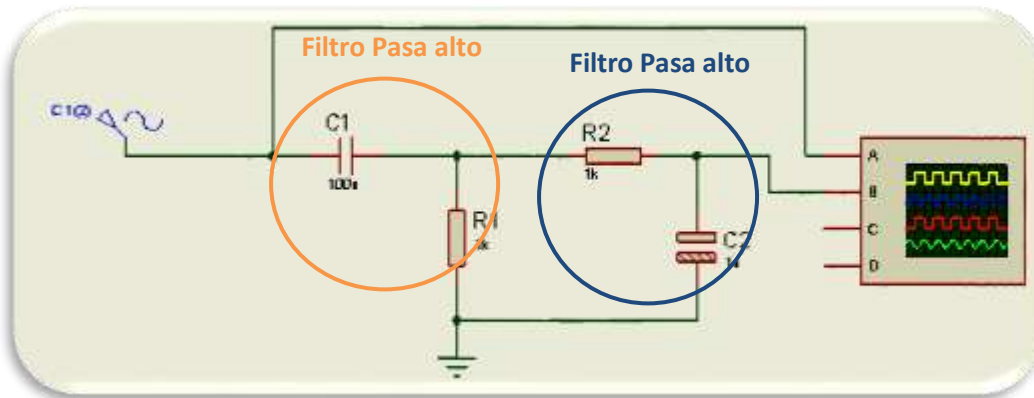


Figura C.1. Esquemático filtro pasa banda RC

Amplitud (Voltios)	Frecuencia (Hertz)	Respuesta del Filtro RC pasa banda
1	1	
1	20	

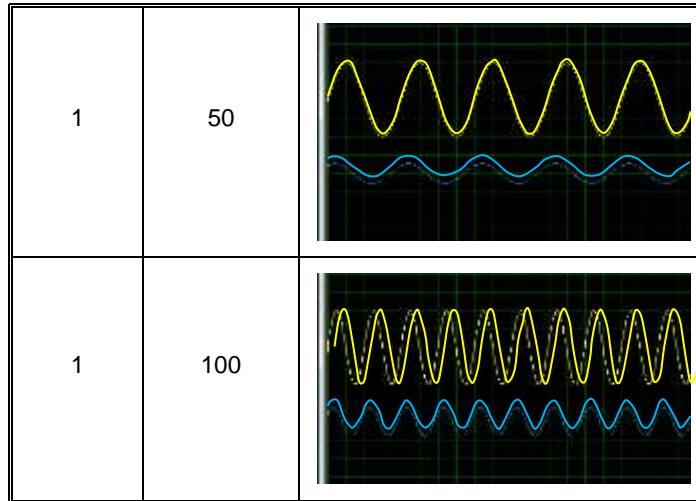


Tabla C. 1. Respuesta del filtro pasa banda RC

Se empezó la simulación insertando a la entrada del filtro una señal de 1 voltio con una frecuencia de 20, 50 y 100Hz.

Este filtro no se tuvo en cuenta, ya que posee una pobre respuesta en frecuencia además de atenuar la forma de onda de la señal deseada; esto se puede apreciar en la tabla C.1, en donde la forma de onda amarilla corresponde a la señal de entrada mientras que la azul la de salida.

3. FILTRO PASA BANDA CON AMPLIFICADORES OPERACIONALES

Realizando un amplio estudio en relación a la respuesta en frecuencia de los filtros en sus diversas configuraciones se logró encontrar que las topologías diseñadas con amplificadores operacionales, son las que mejor se comportan y mejor desempeño poseen.

Por lo anterior se decidió implementar un filtro con componentes activos (amplificadores operacionales), y con la ayuda de herramientas de simulación, se genero un primer esquema de este tipo de filtros.

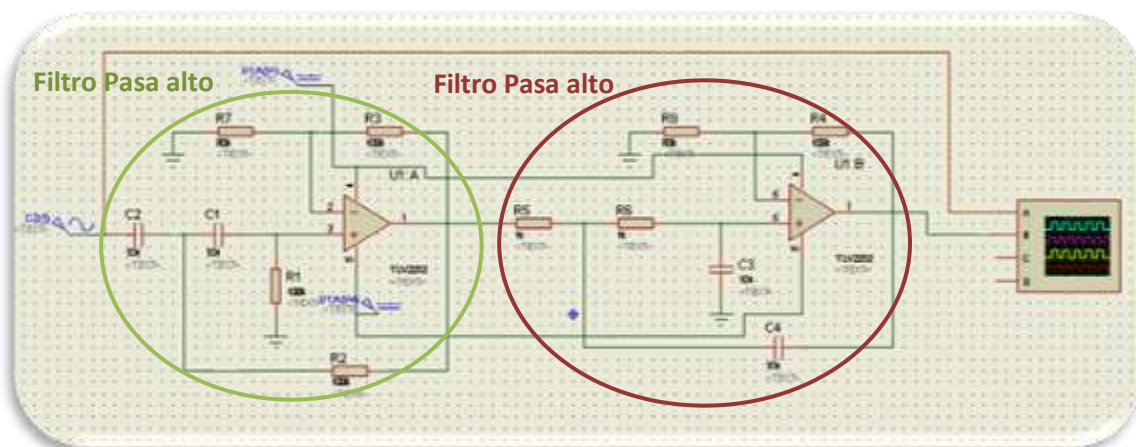


Figura C. 2. Filtro pasa banda con dispositivos activos

En la figura C.2, se presenta el esquema de un filtro pasa banda con un ancho de banda $BW \approx 15\text{Hz}$. Este esquema incorpora solamente la etapa de filtrado.

Seguidamente se realiza el mismo diseño pero adicionándole dos etapas de ganancia. En la figura 3 se presenta el esquemático de esta etapa compuesto por cuatro bloques donde los dos primeros conforman un filtro pasa banda de segundo orden, diseñado especialmente para hacer más selectiva la banda de frecuencias. Este filtro permite el paso de señales que se encuentren en el rango de 0.1 hasta 15 Hz. Seguidamente, los bloques tres y cuatro corresponden a etapas de amplificación de la señal.

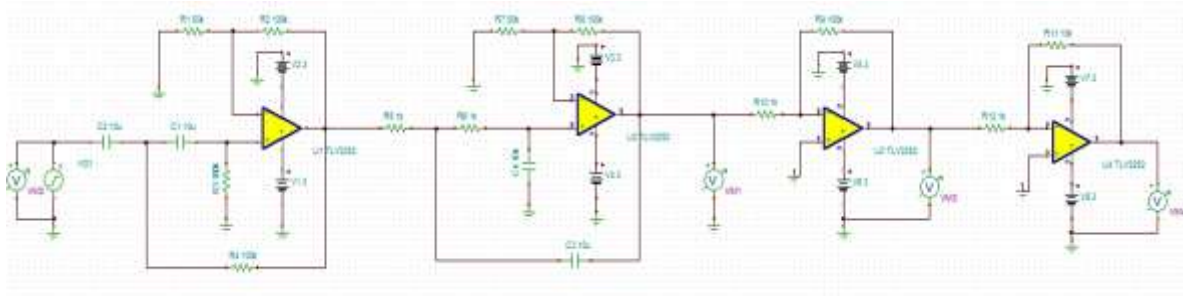


Figura C. 3. Etapa de filtrado y amplificación de la interfaz de frecuencia respiratoria

A continuación se presentan los cálculos realizados para encontrar los valores de los componentes utilizados en el filtro pasa bajos, figura C.4:

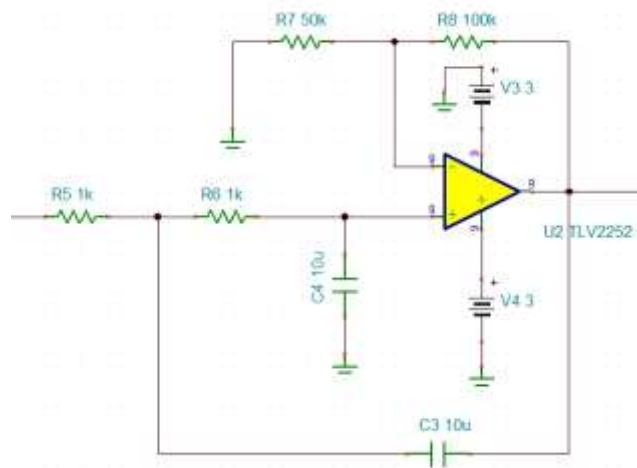


Figura C. 4. Filtro pasa bajos

Asumiendo $C4=C3=C$ y $R5=R6=R$, se obtiene:

$$F_n = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1) \quad \text{y} \quad K = 1 + \frac{R8}{R7} \quad (2)$$

Donde F_n es la frecuencia de corte del filtro y K su ganancia. Según los requerimientos, $F_n = 15\text{ Hz}$ y $C=10\mu\text{F}$, al reemplazar estos valores en la ecuación (1).

$$R = \frac{1}{2\pi F_n C} = \frac{1}{2\pi(15\text{Hz})(10\mu\text{F})} = 1,061\text{k}\Omega \approx 1\text{k}\Omega \quad (3)$$

Asumiendo, $K=3$ y $R7 = 50\text{k}\Omega$ y reemplazando en la ecuación (2), el valor de $R8$ es:

$$R8 = (k - 1)R7 = 100\text{k}\Omega \quad (4)$$

De forma análoga para el filtro pasa altos, figura C.5, según los requerimientos $F_n = 0,15$ Hz y $C=10\mu\text{F}$, y asumiendo los valores de $K=3$ y $R1 = 50\text{k}\Omega$ a ser reemplazados en las ecuaciones (1) y (2) se obtiene:

$$R = \frac{1}{2\pi F_n C} = \frac{1}{2\pi(0,15\text{Hz})(10\mu\text{F})} = 106,1\text{k}\Omega \sim 100\text{k}\Omega \quad (5)$$

$$R2 = (k - 1)R7 = 100\text{k}\Omega \quad (6)$$

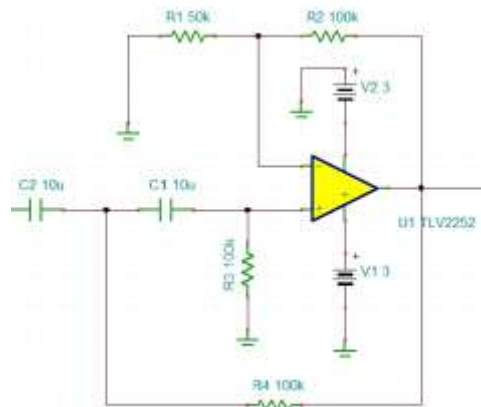


Figura C. 5. Filtro pasa altos

Los bloques tres y cuatro suministran una ganancia del orden de 100 y 10 veces, respectivamente (ver figura C.6). Estos bloques de amplificación se encuentran en la configuración de amplificador con retroalimentación negativa, por tanto, su ganancia está dada por la ecuación 7.

$$Ganancia = \frac{R_f}{R_x} \quad (7)$$

Donde R_f y R_x , son respectivamente las resistencias de retroalimentación y entrada al amplificador. Asumiendo, R_x igual a $1\text{ K}\Omega$ para las dos etapas y reemplazando en la ecuación (7), se obtiene $R9 = 100\text{ K}\Omega$, y $R11 = 10\text{ K}\Omega$.

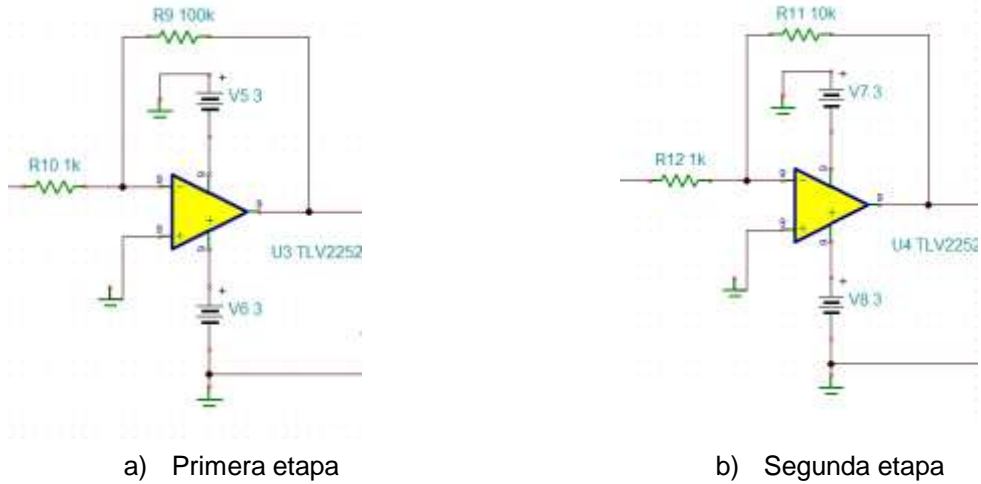


Figura C. 6. Bloques de amplificación

Teniendo los cálculos teóricos para el diseño del filtro, se continúa con la simulación de este esquema utilizando la herramienta TINA, suministrada por *Texas Instruments*. Esta etapa fue simulada primero incorporando una etapa de ganancia de 5 veces, tratando de evitar cualquier tipo de saturación en las configuraciones de los amplificadores.

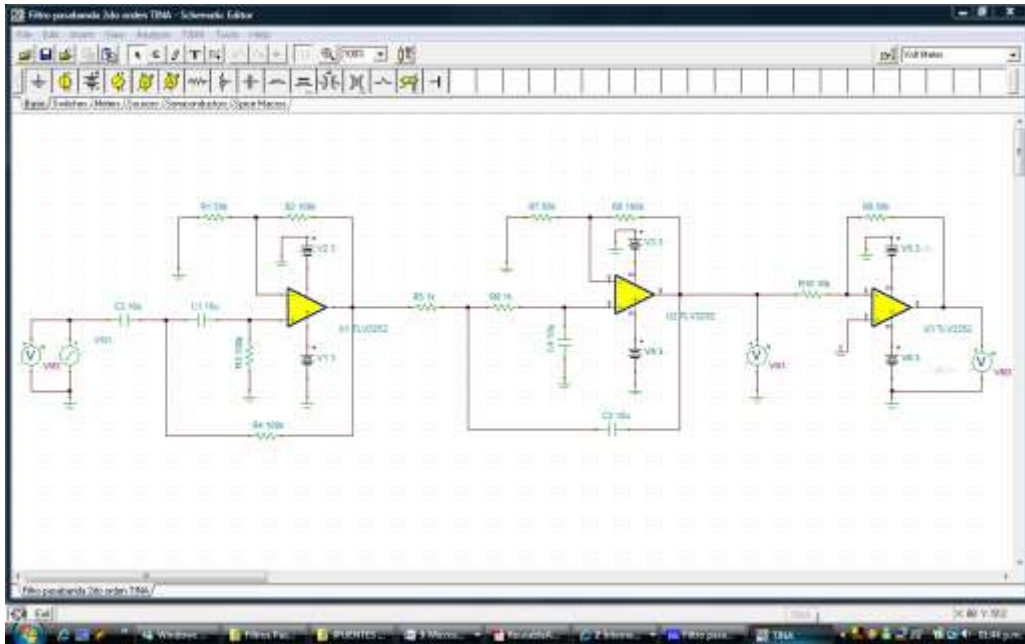


Figura C. 7. Esquemático filtro pasa banda con etapa de amplificación de ganancia 5.

La siguiente es la forma de onda de la señal de entrada a la etapa de filtrado.

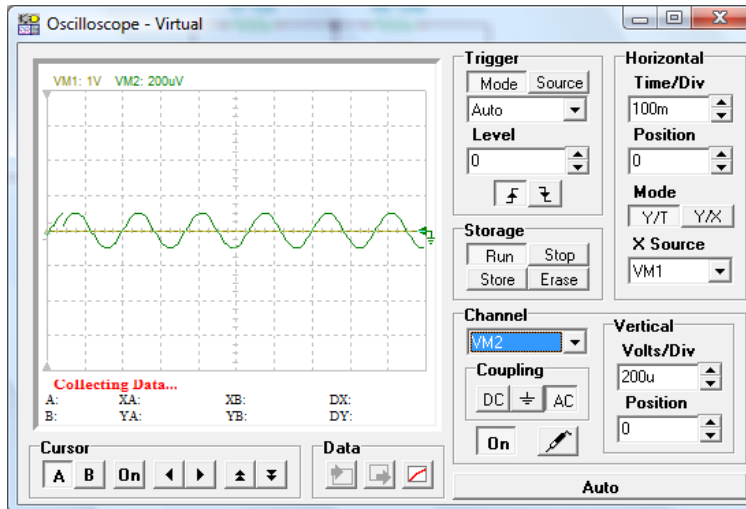
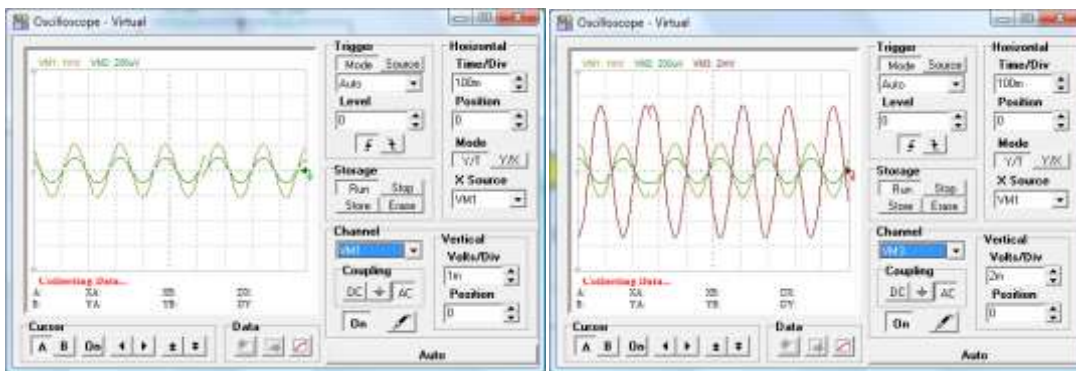


Figura C. 8. Forma de onda de la señal de entrada al circuito 100uV

La señal obtenida después de cruzar por el filtro posee la misma forma que la de la entrada pero algo atenuada (forma de onda verde). La ganancia que aporta la etapa de ganancia es de 5 veces.



a)

b)

Figura C. 9. Forma de onda después del filtro. a) Señal de entrada (verde) y salida del filtro (amarilla), b) señal a la salida del amplificador (roja)

La forma de onda roja corresponde a la señal a la salida de la etapa de amplificación; esta es invertida, debido a la topología no inversora utilizada para este operacional.

Durante la simulación la respuesta del filtro y de las etapas amplificadoras son aceptables, pero en el momento de realizar el montaje físico de esta etapa, no se obtienen los mismos resultados, debido a que atenúa todas las frecuencias que pasan por él además de dañar su forma de onda. Por lo anterior este diseño no se tuvo en cuenta.

4. FILTRO DISEÑADO ANALOG DEVICES

Se encontró otra herramienta para el diseño de filtros, suministrada por Analog Devices, que implementa filtros pasa banda, pasa bajos del tipo Butterworth, Bessel entre otras y con topologías Sallen-Key, Bquad, etc., este tipo filtros es fácil de implementar, además

gracias a sus topologías lo hace versátil. Para el diseño de este se decidió desarrollar un filtro Butterworth con topología Sallen-Key. A continuación se muestran los diferentes esquemas diseñados.

4. 1. FILTRO PASABANDA FRECUENCIA CENTRAL 10 HZ ORDEN 6

Inicialmente se diseñó un filtro pasabanda con un ancho de banda aproximadamente igual a 15Hz, una frecuencia central en 10Hz (frecuencia baja a 0.5Hz y frecuencia alta a 10Hz). Este filtro es de sexto orden, con un esquema Butterworth y topología Sallen-Key, además fue diseñado pensando en las especificaciones entregadas para la termocupla.

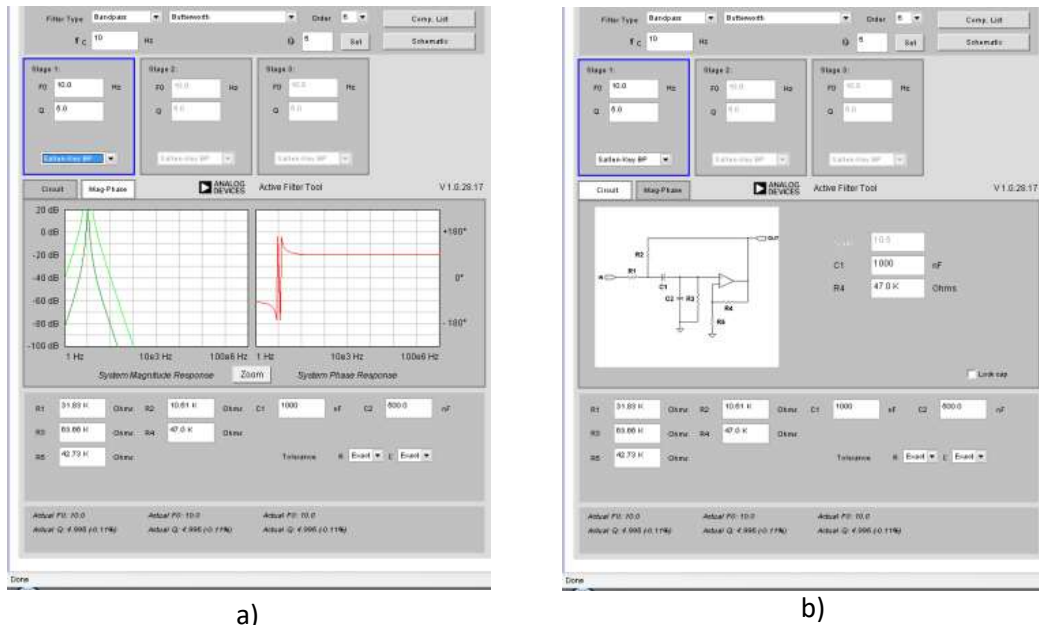


Figura C. 10. Filtro Pasa banda Sallen-Key $F_c=10\text{Hz}$. a) topología de diseño, b) respuesta en frecuencia (respuesta en magnitud y fase).

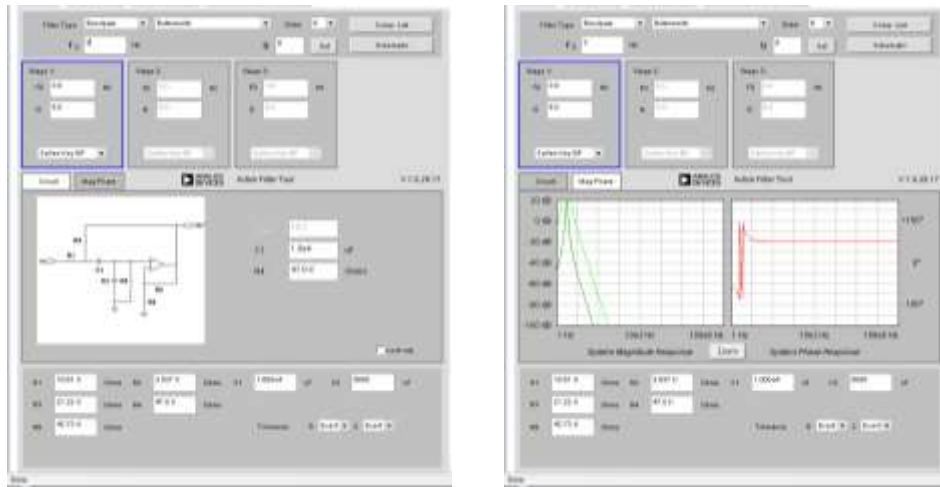
Este valor de frecuencia al cual fue diseñado este filtro, genera irregularidades en las señales que se desean filtrar, ya que la frecuencia respiratoria de una persona adulta, se encuentra por debajo de las 30 respiraciones por minuto (frecuencia central aproximadamente a 0.5Hz), generándole una alta atenuación. Por tal motivo este filtro con estos parámetros no se tuvieron en cuenta.

4. 2. FILTRO PASABANDA FRECUENCIA CENTRAL 3 HZ ORDEN 6

Teniendo los anteriores inconvenientes en cuanto el diseño del filtro y en especial a lo concerniente a su frecuencia central, se replantearon los parámetros de diseño y se ubico su frecuencia central en 3 Hz, buscando generar una frecuencia cercana y detectable para el filtro.

Con esta frecuencia de central, el filtro presentaba anomalías en su funcionamiento, ya que distorsionaba la forma de onda de esta, y presentaba una alta atenuación. Por esta razón se decidió no seguir diseñando filtros pasa banda y empezar a realizar los diseños con filtros pasa bajos, ya que a frecuencias tan bajas y tan reducido ancho de banda

requerían un filtro de mejor respuesta que el diseñado. La figura del filtro pasa banda y su respuesta en magnitud y fase es ilustran en la figura C.11.

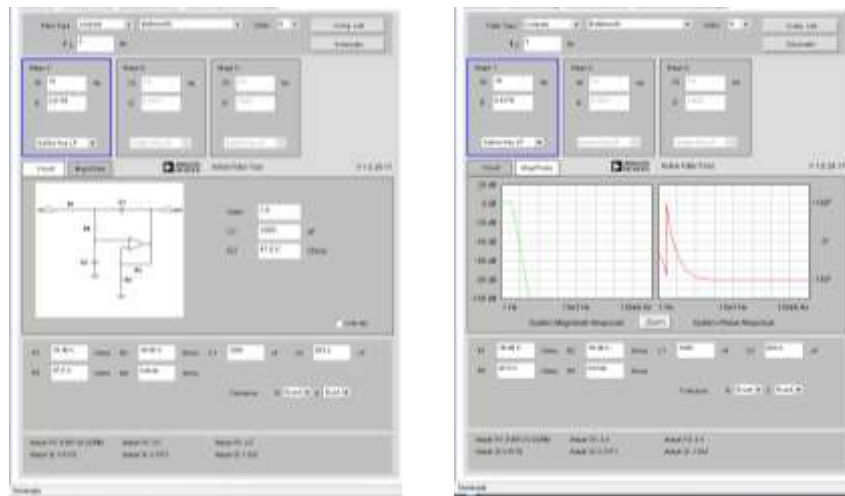


a)

b)

Figura C. 11. Pasa banda Sallen-Key $F_c=3\text{Hz}$

4. 3 FILTRO PASA BAJAS BUTTERWORTH 6 ORDEN F_c 10 HZ



a)

b)

Figura C. 12. Filtro pasa bajos Butterworth $F_c=10$

Finalmente se realizó el diseño del filtro pasa bajos Butterworth de 6 orden con frecuencia de corte a 10Hz, presentando una respuesta bastante selectiva a las frecuencias encontradas por debajo de esta.

De esta manera, el filtro Butterworth pasa bajos de 6 orden, topología Sallen-Key, es la mejor alternativa para el filtrado de señales con frecuencia y ancho de banda reducido, ya que permiten el paso a las señales encontradas por debajo de esta frecuencia y presentan una alta y rápida atenuación al resto del espectro.

ANEXO D

TABLA DE CONTENIDO

ANEXO C. CÓDIGO DE LA APLICACIÓN DEL SISTEMA DE SENSADO PARA EL PROYECTO MERIS	55
1 INTRODUCCIÓN	55
2 CÓDIGO DE LA PLACA DE SENSADO	55
3 CÓDIGO DEL DESPLIEGUE DE LA INFORMACIÓN.....	69
REFERENCIAS	76

ANEXO C. CÓDIGO DE LA APLICACIÓN DEL SISTEMA DE SENSADO PARA EL PROYECTO MERIS

1 INTRODUCCIÓN

En este anexo se presenta el código de la aplicación desarrollada para la placa de sensado del proyecto MERIS, la cual está constituida a su vez por dos aplicaciones, la primera, comprende el pre-procesamiento de las señales provenientes de los sensores y su transmisión a través del puerto UART del microcontrolador MSP430, y la segunda, el despliegue de la información por medio de una interfaz de usuario que corre en un computador de escritorio.

2 CÓDIGO DE LA PLACA DE SENSADO

El archivo **Meris.c** constituye el código para la aplicación, la cual se encuentra estructurada con base en los bloques funcionales a nivel *software* de la placa de sensado (ver figura D.1), donde el pulsoxímetro y la termocupla suministran los parámetros de frecuencia cardiaca (FC), saturación de oxígeno en la sangre (SaO2) y frecuencia respiratoria (FR), que son utilizados para priorizar la atención del paciente a nivel prehospitalario (bloque clasificación), siendo dicha información transmitida al despliegue (interfaz de usuario) a partir del bloque transmisión.

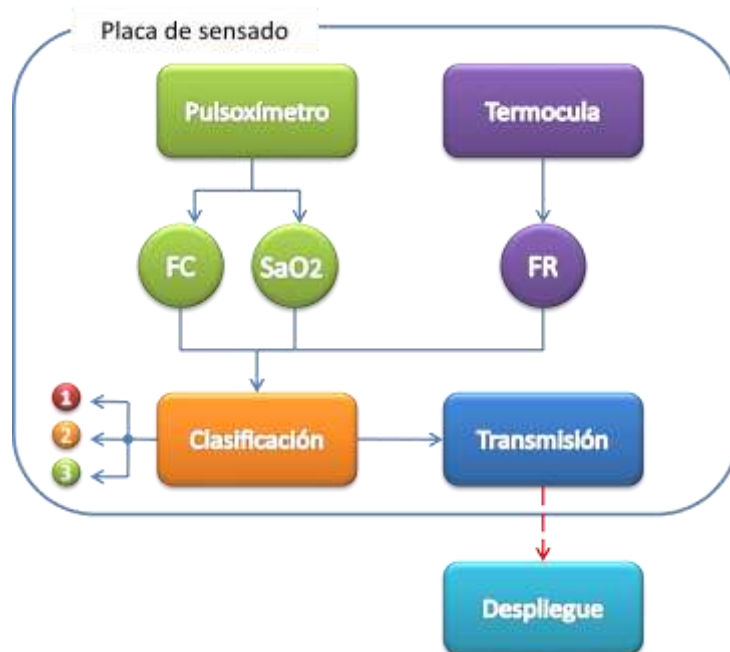


Figura D. 1. Bloques funcionales a nivel software de la placa de sensado

Los archivos .h (cabeceras) que integran el código son: **Pulsox.h**, **Termo.h**, y **Clasifica.h**, en los cuales se definen las constantes y funciones prototipo utilizadas por los bloques pulsoxímico, termocupla y clasificación, respectivamente. A continuación se presenta el código para cada una de las cabeceras en mención.

- **Pulsox.h**

```
#include "stdint.h" // Libreria de Texas Instruments

//Estados o rangos para modificar la intensidad de los LEDs
#define FIRST_STAGE_TARGET_HIGH          3500
#define FIRST_STAGE_TARGET_LOW           3000
#define FIRST_STAGE_TARGET_HIGH_FINE    4096
#define FIRST_STAGE_TARGET_LOW_FINE     2500
#define FIRST_STAGE_STEP                 5
#define FIRST_STAGE_FINE_STEP           1

// Fcristal* Tmuestreo = Valor a cargar en TimerA
#define CARGAPULSO_1 31 // valor a cargar en el CCR0 del TimerA
#define CARGAPULSO_2 20 // valor a cargar en el CCR1 del TimerA

/** Funciones prototipo */
unsigned long isqrt32(register unsigned long h); //Calcula la raíz cuadrada de una variable
// de 32 bits
int16_t dc_estimator(register int32_t *p, register int16_t x); // Estima el nivel DC de la señal
int16_t ir_filter(int16_t sample); // Filtro FIR de la señal infrarroja
int16_t vs_filter(int16_t sample); // Filtro FIR de la señal roja
void calculoPulsox(void); // Calcula la FC y SaO2
```

- **Termo.h**

```
#define MUESTRAS 94 // (MUESTRAS - 1) número de muestras extraídas de la señal y
// almacenadas por el ADC en el vector de muestras
#define NIVEL 1640 // Valor que hace referencia a 1V según el valor de resolución del
// conversor (Vref=2,5 ; Res=12bits)
#define INTTERMO 103 // Número de veces que se tiene que incrementar la
// variable desborde_timer para generar una frecuencia de
// muestreo de 10 Hz para la termocupla

/** Funciones Prototipo */
void calculoFr(void); // Calcula la FR
unsigned int encontrarMaximos(void); //Encuentra los dos máximos de la señal y retorna la
//separación entre ellos
```

- **Clasifica.h**

```
void clasificacion(void); // Clasifica al paciente como 1,2, o 3 (Rojo, amarillo, o verde)
```

Una vez identificados las cabeceras que integran el código **Meris.c**, se procede a la declaración de variables utilizadas por cada uno de los bloques que integran la aplicación, seguido de la configuración de los registros del microcontrolador y finalmente la lógica de la aplicación que se desarrolla en la interrupción del TimerA0. A continuación se presenta el código **Meris.c**:

```
#include <msp430xG43x.h>
#include "Pulsox.h"
#include "Termo.h"
#include "Clasifica.h"
```

```
/****** Variables utilizadas por el Pulsoximetro******/
```

```
// Coeficientes del filtro FIR para remover los 50/60 Hz de la señal
```

```
static const int16_t coeffs[12] =
```

```
{
```

```
    688,  
    1283,  
    2316,  
    3709,  
    5439,  
    7431,  
    9561,  
    11666,  
    13563,  
    15074,  
    16047,  
    16384
```

```
};
```

```
int ir_dc_offset = 2000;
```

```
int vs_dc_offset = 2000;
```

```
int ir_LED_level;
```

```
int vs_LED_level;
```

```
int ir_heart_signal;
```

```
int vs_heart_signal;
```

```
int ir_sample;
```

```
int vs_sample;
```

```
unsigned int rms_ir_heart_ac_signal;
```

```
unsigned int rms_vs_heart_ac_signal;
```

```
int32_t ir_2nd_dc_register = 0;
```

```
int32_t vs_2nd_dc_register = 0;
```

```
int32_t vs_buf[32];
```

```
int32_t ir_buf[32];
```

```
int32_t ir_heart_ac_signal = 0;
```

```
int32_t vs_heart_ac_signal = 0;
```

```
unsigned long log_sq_ir_heart_ac_signal;
```

```
unsigned long log_sq_vs_heart_ac_signal;
```

```
unsigned long sq_ir_heart_ac_signal;
```

```
unsigned long sq_vs_heart_ac_signal;
```

```
unsigned int pos_edge = 0;
```

```
unsigned int edge_debounce;
```

```
unsigned int heart_beat_counter;
```

```
unsigned int log_heart_signal_sample_counter;
```

```
unsigned int heart_signal_sample_counter;
```

```
/****** Variables utilizadas por la Termocupa******/
```

```
unsigned int d2max = 0, contADC=0;
```

```
unsigned int ADCvector[MUESTRAS], Auxvector[MUESTRAS];
```

```
unsigned int desborde_Termo=0;
```

```
/* ***** Los Resultados ***** */
```

```
unsigned int Fc=0, Fr=18;
```

```
unsigned int SaO2;
```

```
unsigned int Etiqueta=0;
```

```

/* ***** Despliegue ***** */
unsigned int hayDatosPulsox = 0;
int contaDespliegue =0;

/* ***** Main del programa ***** */
void main(void)
{
    unsigned int i;

    WDTCTL = WDTPW | WDTHOLD;    //Detiene el Watchdog Timer

    for (i = 0; i < 0xFFFF; i++) // Genera un tiempo reducido que permite estabilizar el oscilador de
        // 32 Khz

    /*Configuración del SVS (Supply Voltage Supervisor)*/
    // Para permitir que la CPU funcione a plena velocidad
    #if 0
    SVSCTL |= (SVSON | 0x40);    // activa SVS, fija el voltaje de umbral a 2.3 V

    while ((SVSCTL & SVSOP));    // Espera hasta que el voltaje llegue al nivel adecuado

    SVSCTL |= PORON;            // Habilita la bandera SVSFG (SVS flag), utilizada como
        // fuente de reset
    #endif

    /*Configuración del Módulo de reloj FLL (Frequency Locked Loop)*/
    SCFIO |= FN_4;                // 2.8 - 26.6 Mhz como rango de frecuencias de
        // operación del DCO (Digitally Controlled Oscillator)
    SCFQCTL = 91;                // 32768 x 2 x (91 + 1) = 6.03 MHz
    FLL_CTL0 = DCOPLUS + XCAP14PF; // Fija la frecuencia del DCO freq = xtal x D x (N + 1)

    /*Configuración inicial de los puertos */
    P1OUT = 0;
    P2DIR = (BIT2 | BIT3);        //P2.2, P2.3 controlan los transistores PNP
    P2OUT = 0;
    P3OUT = 0;
    P4OUT = 0;
    P5OUT = 0;
    P6OUT = 0;

    /* Configuración primera etapa de amplificación */
    //Selecciona OA00, -ve=OA0I0, +ve=OA0I1
    P6SEL |= (BIT0 | BIT1 | BIT2);
    OA0CTL0 = OAN_0 | OAP_1 | OAPM_3 | OAADC1;
    OA0CTL1 = 0x00;

    /* Segunda etapa de amplificación */
    // Selecciona OA10 OA11, -ve=OA1I0, +ve=DAC1
    P6SEL |= (BIT3 | BIT4);
    OA1CTL0 = OAN_2 | OAP_3 | OAPM_3 | OAADC1;
    OA1CTL1 = OAFBR_7 | OAF_6;    //OA amplificador inversor retroalimentado ganancia = 16

```

```

/* Configuración del DAC 1 que interactúa con OA1*/
P6SEL |= BIT7;
DAC12_1CTL = DAC12CALON | DAC12IR | DAC12AMP_7 | DAC12ENC;
DAC12_1DAT = 0;

/*Configuración del DAC 0 que controla los LEDs*/
DAC12_0CTL = DAC12CALON | DAC12IR | DAC12AMP_7 | DAC12ENC;
P2OUT |= BIT3;           // Apaga la fuente para el LED infrarrojo
P2OUT &= ~BIT2;         // Enciende la fuente para el LED rojo
DAC12_0DAT = 3340;

/*Fija los valores iniciales para la intensidad de los LEDs*/
ir_LED_level = 1300;
vs_LED_level = 1450;
ir_2nd_dc_register = 0;
vs_2nd_dc_register = 0;

/* Configuración de convertor Analógico/Digital*/
ADC12CTL0 &= ~ENC;           // Deshabilita la conversión
ADC12CTL0 = ADC12ON | MSC | SHT0_4 | REFON | REF2_5V; // Activa el ADC12, y fija el
// tiempo de muestreo
ADC12CTL1 = SHP | SHS_1 | CONSEQ_1; // Usa del sampling timer, secuencia simple
// TA1 como fuente de activación para la conversión
ADC12MCTL0 = INCH_1 | SREF_1;   // ref+=Vref, canal = A1 = OA0
ADC12MCTL1 = INCH_3 | SREF_1;   // ref+=Vref, canal = A3 = OA1
ADC12MCTL2 = INCH_5 | SREF_1 | EOS; // ref+=Vref, canal = A5 = Termocupla
ADC12IE = BIT1;
ADC12CTL0 |= ENC;           // Habilita el ADC

/* Configuración del TimerA*/
TACTL = TASSEL0 | MC_1 | TACLK; // ACLK, clarea el TAR, modo ascendente
CCTL1 = OUTMOD_2;           // Set/Reset como modo de salida
CCTL0 = CCIE;              // Habilita la interrupción del TA0

CCR0 = CARGAPULSO_1; // genera una frecuencia de muestreo de 512 mps (muestras por
//segundo) para los canales A1 y A3 a 512 mps cada uno
CCR1 = CARGAPULSO_2; // permite un tiempo suficiente para que la señal se estabilice
// antes del muestreo

/* Configuración del USART */
P2DIR |= BIT4;           // P2.4 como pin de salida
P2SEL |= BIT4;           // P2.4 en modo UTXD0
UCTL0 &= ~SWRST;
ME1 |= UTXE0;           // Habilita USART TXD
UCTL0 |= CHAR;           // 8-bit char, SWRST=1
UTCTL0 |= SSEL0;        // UCLK = ACLK
UBR0 = 0x03;           // 9600 from 32748 Hz
UBR1 = 0x00;
UMCTL0 = 0x4A;
UCTL0 &= ~SWRST;       // Inicializa USART

```

```

// Inicialización de los vectores ADCvector, Auxvector, vs_buf y ir_buf
for (i=0; i< MUESTRAS; i++)
{
  ADCvector[i]= 0;
  Auxvector[i]=0;
}
for (i=0; i<32; i++)
{
  vs_buf[i]=0;
  ir_buf[i]=0;
}

_EINT(); // Habilita las interrupciones

_BIS_SR(LPM0_bits); // Fija el modo LPM0

} // Fin del main

/***** MANEJO DE INTERRUPTIONES *****/

// Rutina para atender la interrupción del Timer A0
#pragma vector=TIMERAO_VECTOR
__interrupt void Timer_A0(void)
{
  int i=0;
  unsigned int termo_muestra=0;

  desborde_Termo ++; // incrementa el contador para atender la interrupción de la termocupla

  if ((DAC12_0CTL & DAC12OPS) // Para habilitar el LED infrarrojo
  {
    //Inmediatamente habilita el LED rojo para dar un tiempo al amplificador de transimpedancia
    // para que se estabilice

    DAC12_0CTL &= ~DAC12ENC;
    P2OUT |= BIT3; //Apaga la fuente para el LED rojo
    DAC12_0CTL &= ~DAC12OPS; //Habilita el LED infrarrojo
    DAC12_0CTL |= DAC12ENC;
    DAC12_0DAT = vs_LED_level;
    DAC12_1DAT = vs_dc_offset; // Carga el nivel de offset
    P2OUT &= ~BIT2; //Activa la fuente para el LED infrarrojo

    //Lee los resultados de conversión
    ir_sample = ADC12MEM0;
    i = ADC12MEM1;
    termo_muestra = ADC12MEM2;

    // Habilita la próxima secuencia de conversión.
    // La secuencia es inicializada por el TA1
    ADC12CTL0 &= ~ENC;
    ADC12CTL0 |= ENC;

    // Filtrado de la señal alrededor de los 50/60 Hz
    ir_heart_signal = ir_filter(i);
  }
}

```

```

// Filtrado de la componente DC del sensor
ir_heart_ac_signal = ir_heart_signal - dc_estimator(&ir_2nd_dc_register, ir_heart_signal);

// Ubica a la señal dentro del rango a través del segundo amplificador
if (i >= 4095)
{
    if (ir_dc_offset > 0)
        ir_dc_offset--;
}
else if (i < 100)
{
    if (ir_dc_offset < 4095)
        ir_dc_offset++;
}

sq_ir_heart_ac_signal += ((ir_heart_ac_signal * ir_heart_ac_signal) >> 10);

//Reajusta la intensidad del LED para conservar la señal producida en el rango
// objetivo

if (ir_sample > FIRST_STAGE_TARGET_HIGH
    ||
    ir_sample < FIRST_STAGE_TARGET_LOW)
{
    // La señal esta fuera del rango. Se utiliza pasos finos (fine steps)
    // cuando se esta cerca del objetivo y amplios cuando se esta lejos de él

    if (ir_sample > FIRST_STAGE_TARGET_HIGH)
    {
        if (ir_sample >= FIRST_STAGE_TARGET_HIGH_FINE)
            ir_LED_level -= FIRST_STAGE_STEP;
        else
            ir_LED_level -= FIRST_STAGE_FINE_STEP;

        if (ir_LED_level < 0)
            ir_LED_level = 0;
    }
    else
    {
        if (ir_sample < FIRST_STAGE_TARGET_LOW_FINE)
            ir_LED_level += FIRST_STAGE_STEP;
        else
            ir_LED_level += FIRST_STAGE_FINE_STEP;

        if (ir_LED_level > 4095)
            ir_LED_level = 4095;
    }
}
}

```



```

//Seguimiento del pulso cardiaco
heart_signal_sample_counter++;
if (pos_edge)
{
    if (edge_debounce < 120)
    {
        edge_debounce++;
    }
    else
    {
        if (ir_heart_ac_signal < -400)
        {
            edge_debounce = 0;
            pos_edge = 0;
        }
    }
}
else
{
    if (edge_debounce < 120)
    {
        edge_debounce++;
    }
    else
    {
        if (ir_heart_ac_signal > 400)
        {
            edge_debounce = 0;
            pos_edge = 1;

            if (++heart_beat_counter >= 9)
            {
                log_heart_signal_sample_counter = heart_signal_sample_counter;
                log_sq_ir_heart_ac_signal = sq_ir_heart_ac_signal;
                log_sq_vs_heart_ac_signal = sq_vs_heart_ac_signal;
                heart_signal_sample_counter = 0;
                sq_ir_heart_ac_signal = 0;
                sq_vs_heart_ac_signal = 0;
                heart_beat_counter = 0;

                hayDatosPulsox = 1;
                calculoPulsox(); // Calcula los parámetros de Frecuencia cardiaca y Saturación
                                // de oxígeno
            }
        }
    }
}
}
}
}
}
}
}

```

```

else                                     //Para habilitar el LED rojo
{
    //Inmediatamente habilita el LED infrarrojo para darle un tiempo al
    // amplificador de transimpedancia de estabilizarse

    DAC12_0CTL &= ~DAC12ENC;
    P2OUT |= BIT2;                       //Apaga la fuente para el LED infrarrojo
    DAC12_0CTL |= DAC12OPS;              // Habilita el LED rojo

    DAC12_0CTL |= DAC12ENC;
    DAC12_0DAT = ir_LED_level;
    DAC12_1DAT = ir_dc_offset;
    P2OUT &= ~BIT3;                       //Activa la fuente para el LED rojo

    //Lee los resultados de conversión
    vs_sample = ADC12MEM0;
    i = ADC12MEM1;
    termo_muestra = ADC12MEM2;

    // Habilita la próxima secuencia de conversión.
    // La secuencia es inicializada por el TA1
    ADC12CTL0 &= ~ENC;
    ADC12CTL0 |= ENC;

    // Filtrado de la señal alrededor de los 50/60 Hz
    vs_heart_signal = vs_filter(i);

    // Filtrado de la componente DC del sensor
    vs_heart_ac_signal = vs_heart_signal - dc_estimator(&vs_2nd_dc_register, vs_heart_signal);

    // Ubica a la señal dentro del rango a través del segundo amplificador
    if (i >= 4095)
    {
        if (vs_dc_offset > 0)
            vs_dc_offset--;
    }
    else if (i < 100)
    {
        if (vs_dc_offset < 4095)
            vs_dc_offset++;
    }

    sq_vs_heart_ac_signal += ((vs_heart_ac_signal * vs_heart_ac_signal) >> 10);

    if (vs_sample > FIRST_STAGE_TARGET_HIGH
        ||
        vs_sample < FIRST_STAGE_TARGET_LOW)
    {
        // Se encuentra fuera del rango objetivo

        if (vs_sample > FIRST_STAGE_TARGET_HIGH)
        {
            if (vs_sample >= FIRST_STAGE_TARGET_HIGH_FINE)
                vs_LED_level -= FIRST_STAGE_STEP;
        }
    }
}

```

```

        else
            vs_LED_level -= FIRST_STAGE_FINE_STEP;
        if (vs_LED_level < 0)
            vs_LED_level = 0;
    }
    else
    {
        if (vs_sample < FIRST_STAGE_TARGET_LOW_FINE)
            vs_LED_level += FIRST_STAGE_STEP;
        else
            vs_LED_level += FIRST_STAGE_FINE_STEP;
        if (vs_LED_level > 4095)
            vs_LED_level = 4095;
    }
}
} // fin del else

// Atención de la rutina para la termocupla
if (desborde_Termo == INTTERMO)
{
    desborde_Termo=0; // reinicia el contador

    ADCvector[contADC]= termo_muestra;
    contADC++;
    if (contADC==(MUESTRAS-1)) // Entraría al completarse el número de muestras
    {
        contADC=0; // se reinicia el contador de conversiones del ADC

        for (i=0; i<MUESTRAS; i++)
        {
            Auxvector[i]=ADCvector[i];
        }

        calculoFr(); // realiza el calculo de la frecuencia respiratoria
    } //acaba el contador

    // Sincroniza el despliegue una vez se ha encontrado el valor de FC

    if(hayDatosPulsox== 1) // identifica si se ha generado los parámetros de FC y SaO2
    {
        clasificacion(); // realiza la clasificación del paciente
        contaDespliegue++;

        switch(contaDespliegue)
        {
            case 1: // envia el valor de FR
                while (!(IFG1 & UTXIFG0));
                TXBUF0 = 1;
                for (i=0;i<5;i++){
                    while (!(IFG1 & UTXIFG0));
                    TXBUF0 = Fr;
                }
                break;

```

```

    case 2: // envía el valor de FC
        while (!(IFG1 & UTXIFG0));
        TXBUF0 = 2;
        for (i=0;i<5;i++){
            while (!(IFG1 & UTXIFG0));
            TXBUF0 = Fc;
        }
        break;

    case 3: // envía el valor de SaO2
        while (!(IFG1 & UTXIFG0));
        TXBUF0 = 3;
        for (i=0;i<5;i++){
            while (!(IFG1 & UTXIFG0));
            TXBUF0 = SaO2;
        }
        break;

    case 4: // envía el valor de clasificación
        while (!(IFG1 & UTXIFG0));
        TXBUF0 = 4;
        for (i=0;i<5;i++){
            while (!(IFG1 & UTXIFG0));
            TXBUF0 = Etiqueta;
            contaDespliegue =0;
            hayDatosPulsox= 0;
        }
        break;
    } // fin del switch
}
}
} // fin de la interrupción del TimerA0

#pragma vector=TIMER_A1_VECTOR
__interrupt void Timer_A1(void)
{
    CCTL1 &= ~CCIFG;
}

#pragma vector=ADC_VECTOR
__interrupt void ADC12ISR(void)
{
    ADC12IFG &= ~BIT1;
}

/***** Funciones para el pulsoxímetro*****/

/* Realiza el cálculo de los parámetros del pulsoxímetro*/
void calculoPulsox(void)
{
    double p;
    int32_t a;
    int32_t b;

    p = 60.0*500.0*9.0/(float) log_heart_signal_sample_counter;
    Fc = (int)p;
}

```

```

a = isqrt32(log_sq_ir_heart_ac_signal);
b = isqrt32(log_sq_vs_heart_ac_signal);

SaO2 = (unsigned int) (100.0*a/b);
}

/* Filtra la señal proveniente del LED rojo*/
int16_t vs_filter(int16_t sample)
{
    static int offset = 0;
    int32_t z;
    int i;

    vs_buf[offset] = sample;
    z = coeffs[11] * vs_buf[(offset - 11) & 0x1F];
    for (i = 0; i < 11; i++)
        z += coeffs[i]*(vs_buf[(offset - i) & 0x1F] + vs_buf[(offset - 22 + i) & 0x1F]);

    offset = (offset + 1) & 0x1F;
    return z >> 15;
}

/* Filtra la señal proveniente del LED infrarrojo*/
int16_t ir_filter(int16_t sample)
{
    static int offset = 0;
    int32_t z;
    int i;

    ir_buf[offset] = sample;
    z = coeffs[11] * ir_buf[(offset - 11) & 0x1F];
    for (i = 0; i < 11; i++)
        z += coeffs[i] * (ir_buf[(offset - i) & 0x1F] + ir_buf[(offset - 22 + i) & 0x1F]);

    offset = (offset + 1) & 0x1F;
    return z >> 15;
}

/*Estima el nivel de DC de la señal*/
int16_t dc_estimator(register int32_t *p, register int16_t x)
{
    *p += (((int32_t) x << 16) - *p) >> 9;
    return (*p >> 16);
}

/*Calcula la raíz cuadrada de un entero de 32 bits*/
unsigned long isqrt32(register unsigned long h)
{
    register unsigned long x;
    register unsigned long y;
    register int i;

    x =
    y = 0;

```

```

for (i = 0; i < 32; i++)
{
    x = (x << 1) | 1;
    if (y < x)
        x -= 2;
    else
        y -= x;
    x++;
    y <<= 1;
    if ((h & 0x80000000))
        y |= 1;
    h <<= 1;
    y <<= 1;
    if ((h & 0x80000000))
        y |= 1;
    h <<= 1;
}
return x; // Los 16 bis superiores son la parte entera y los 16 restantes
           // la parte fraccional de la raíz
}

/***** Funciones de la Termocupla *****/

/*Encuentra los dos máximos consecutivos de la señal y retorna la distancia entre ello*/
unsigned int encontrarMaximos(void)
{
    unsigned int k=0, pos2picos=0, pos1pico=0, inicioCresta=0, contmax=0;
    unsigned int valorPico=0;

    // MUESTRAS-2, para que no se compare la ultima posición del vector la cual es cero
    for(k=1; k<= (MUESTRAS-2); k++)
    { //se recorre el vector de muestras

        if (Auxvector[k] != 0)
        {
            if(Auxvector [k-1] == 0) //Garantiza que se va a encontrar un máximo de la señal
            {
                inicioCresta =1;
            }
            if (Auxvector [k+1] == 0) // Identifica que se va a salir de la cresta
            {
                inicioCresta=0;
                pos2picos= pos1pico - pos2picos; // encuentra el distanciamiento entre los dos máximos
                if (pos2picos != 0)
                {
                    contmax++; //incrementa contador de máximos
                }
            }
        }

        if(Auxvector[k]>Auxvector[k+1] & Auxvector[k]>Auxvector[k-1] & Auxvector [k] > NIVEL &
        Auxvector [k] > valorPico & inicioCresta == 1)
        {
            valorPicopico = Auxvector [k];
            pos1pico= k; // guarda la posición donde ocurrió el máximo
        }
    }
}

```

// Puede darse el caso que el segundo máximo no se encuentre al mismo nivel de voltaje que el primero, por tanto, se garantiza un rango inferior de 140 mv del nivel del primer máximo encontrado.
 // La representación de una conversión de una señal a 140 mv en el ADC es 230 (Vref=2,5 ; Res=12bits)

```

    valorPico= valorPico - 230;
  }
}

if(contmax == 2) // se han encontrado dos máximos de la señal
{
  k=MUESTRAS;
}
}
return (pos2picos);
}

```

/ Calculo de la frecuencia Respiratoria*/*

```

void calculoFr (void)
{
  float denominador =1, frecuencia =0;
  long int pospicos =0;

  d2max= encontrarMaximos();
  pospicos= d2max*CARGAPULSO_1*INTTERMO;
  denominador = pospicos/32000.0;
  frecuencia = 1/denominador;
  frecuencia = frecuencia*60; //frecuencia en ppm
  Fr=(int)frecuencia;
}
}

```

*/*Realiza la clasificación del paciente con base en Fr, Fc, y SaO2*/*

```

void clasificacion(void)
{
  /* La etiqueta puede tomar el valor de: 33 -> Rojo, 22 -> Amarillo, 11 -> Verde */
  if(Fr > 30)
  { Etiqueta =33; }
  else
  {
    if (Fr <= 13 | SaO2 < 95 | Fc < 60)
    { Etiqueta=33; }

    else if (Fr > 13 & Fr <= 20)
    {
      if (Fc >= 60 & Fc <= 100 & SaO2 < 95)
      { Etiqueta = 22;}

      if (Fc >= 60 & Fc <= 100 & SaO2 >= 95)
      { Etiqueta = 11;}
    }
    else // 20 < ft < 30
    {
      if ( Fc < 60 & SaO2 < 95)

```

```

    { Etiqueta = 33;}

    else if ( Fc >= 60 & Fc <= 100)
    { Etiqueta = 22;}

    else // heart_rate > 100
    Etiqueta = 33;
}
}
}

```

3 CÓDIGO DEL DESPLIEGUE DE LA INFORMACIÓN

Este código fue desarrollado en Visual Basic 6.0 y utiliza la librería *ChartDirector* [44] para la representación gráfica de los datos. La recepción de los datos se efectúa a través del puerto serie del computador y está constituido por un paquete cuyos campos son: un *header* y una *data*, el primero, representa el identificador del dato recibido (frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno, o clasificación), y el segundo, su valor correspondiente. A continuación se presenta el código de la aplicación.

'Declaración de variables

Public typeData **As Integer**

Dim dataFR()

Dim dataFC()

Dim dataSaO2()

Dim dataClasificacion()

Dim labelsFR()

Dim labelsFC()

Dim labelsSaO2()

Dim labelsClasificacion()

Dim colorFR()

Dim colorFC()

Dim colorSaO2()

Dim colorClasificacion()

'Activa o desactiva la conexión del puerto serial

Private Sub cmdIniciar_Click()

If MSCommunication.PortOpen **Then**

MSCommunication.PortOpen = False

cmdIniciar.Caption = "Iniciar Monitoreo"

typeData = 0

Else

'Inicia el proceso de comunicacion

MSCommunication.PortOpen = True

Text1.Text = ""

cmdIniciar.Caption = "Detener Monitoreo"

typeData = 0

End If

End Sub


```
' Clarea las áreas de los gráficos
Private Sub ComdClarear_Click()
    Dim i As Integer
```

```
    For i = 0 To 9
        labelsFR(i) = ""
        labelsFC(i) = ""
        labelsSaO2(i) = ""
        labelsClasificacion(i) = ""
        colorFR(i) = &HFFFFFF
        colorFC(i) = &HFFFFFF
        colorSaO2(i) = &HFFFFFF
        colorClasificacion(i) = &HFFFFFF
        Call actualizarFR(0)
        Call actualizarFC(0)
        Call actualizarSaO2(0)
        Call actualizarClasificacion(0)
    Next i
End Sub
```

```
'Cargo del formulario que contiene la interfaz gráfica
```

```
Private Sub Form_Load()
    'Iniciacion de los arreglos para datos, etiquetas, y colores
    dataFR = Array(0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0)
    dataFC = Array(0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0)
    dataSaO2 = Array(0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0)
    dataClasificacion = Array(0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0)
    labelsFR = Array("", "", "", "", "", "", "", "", "", "")
    labelsFC = Array("", "", "", "", "", "", "", "", "", "")
    labelsSaO2 = Array("", "", "", "", "", "", "", "", "", "")
    labelsClasificacion = Array("", "", "", "", "", "", "", "", "", "")
    colorFR = Array(&HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF,
    &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF)
    colorFC = Array(&HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF,
    &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF)
    colorSaO2 = Array(&HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF,
    &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF)
    colorClasificacion = Array(&HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF,
    &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF, &HFFFFFF)
    'Carga las áreas de los gráficos
    Call actualizarFR(0)
    Call actualizarFC(0)
    Call actualizarSaO2(0)
    Call actualizarClasificacion(0)
End Sub
```

```
'Maneja el evento de recepción de datos sobre el puerto serie
```

```
Private Sub MSCommunication_OnComm()
    Dim Dato As Integer
    Dim F() As Byte

    If MSCommunication.CommEvent = comEvReceive Then
        F = MSCommunication.Input
```

```

typeData = F(0) 'Cabecera o identificador de dato

Dato = F(1) 'Dato enviado por el MSP430

Select Case typeData
  'Identificador para la Frecuencia Respiratoria
  Case 1
    typeData = 0
    Call actualizarFR(Dato)

  'Identificador para la Frecuencia Cardiaca
  Case 2
    typeData = 0
    Call actualizarFC(Dato)

  'Identificador para la Saturación de oxígeno
  Case 3
    typeData = 0
    Call actualizarSaO2(Dato)

  'Identificador para la Clasificación del paciente
  Case 4
    typeData = 0
    Call actualizarClasificacion(Dato)
End Select
End If
End Sub

'Actualiza el dato a ser visualizado para la frecuencia respiratoria
Private Sub actualizarFR(Dato As Variant)

  'fr como objeto de ChartDirector (API utilizado para los gráficos)
  Dim fr As New ChartDirector.API

  'Se realiza un corrimiento de los datos presentes en cada uno de los
  'arreglos dataFR, labelsFR, y colorFR
  Call Corrimiento(dataFR)
  Call Corrimiento(labelsFR)
  Call Corrimiento(colorFR)

  'Asigna el dato recibido a la ultima posición del arreglo de datos
  dataFR(Length(dataFR) - 1) = Dato
  'Guarda el tiempo en minutos y segundos cuando fue recibido el dato
  labelsFR(Length(labelsFR) - 1) = Minute(Now) & ":" & Second(Now)

  'Lógica para la asignación del color
  If Dato <= 13 Or Dato > 30 Then
    colorFR(Length(colorFR) - 1) = &HFF0000 'Rojo
  Elseif Dato > 13 And Dato <= 20 Then
    colorFR(Length(colorFR) - 1) = &HFF00 'Verde
  Else
    colorFR(Length(colorFR) - 1) = &HFFFF00 'Amarillo
  End If

```

' Crea a oFr como objeto XYChart del tamaño de 350 x 280 pixels

Dim oFr **As** XYChart

Set oFr = fr.XYChart(350, 280, &HFFFFFF, &H558CCA)

' Adiciona el título al gráfico

Call oFr.addTitle("Frecuencia Respiratoria", "arial.ttf", 16, &HFFFFFF, &H558CCA, -1)

' Configura el área del gráfico en (30, 35) y del tamaño de 300 x 200 pixels

' con fondo gris claro(f8f8f8) y blanco (ffffff)

Call oFr.setPlotArea(30, 35, 300, 200, &HF8F8F8, &HFFFFFF)

Dim layer **As** BarLayer

' Adiciona a las barras el dato y color suministrados

Set layer = oFr.addBarLayer3(dataFR, colorFR)

layer.set3D

'Configura la barra para ser representada de forma cilíndrica

Call layer.setBarShape(fr.CircleShape)

' Fija las etiquetas sobre el eje x

Call oFr.xAxis().setLabels(labelsFR)

layer.setAggregateLabelFormat ("{value|1}")

Call layer.setAggregateLabelStyle("arialbd.ttf", 8, &H55FF)

' Despliega el gráfico para la frecuencia respiratoria

Set viewerFR.Picture = oFr.makePicture()

End Sub

'Actualiza el dato a ser visualizado para la frecuencia cardiaca

Private Sub actualizarFC(Dato **As Variant**)

'fc como objeto de ChartDirector (API utilizado para los gráficos)

Dim fc **As New** ChartDirector.API

'Se realiza un corrimiento de los datos presentes en cada uno de los

'arreglos dataFC,labelsFC, y colorFC

Call Corrimiento(dataFC)

Call Corrimiento(labelsFC)

Call Corrimiento(colorFC)

'Asigna el dato recibido a la ultima posición del arreglo de datos

dataFC(Length(dataFC) - 1) = Dato

'Guarda el tiempo en minutos y segundos cuando fue recibido el dato

labelsFC(Length(labelsFC) - 1) = Minute(Now) & ":" & Second(Now)

'Lógica para la asignación del color

If Dato < 60 **Or** Dato >= 160 **Then**

 colorFC(Length(colorFC) - 1) = &HFF0000 'Rojo

Elseif Dato >= 60 **Or** Dato <= 100 **Then**

 colorFC(Length(colorFC) - 1) = &HFF00 'Verde

Else

 colorFC(Length(colorFC) - 1) = &HFFF00 'Amarillo

End If

'Crea a oFc como objeto XYChart del tamaño de 350 x 280 pixels

Dim oFc **As** XYChart

Set oFc = fc.XYChart(350, 280, &HFFFFFF, &H558CCA)

'Adiciona el título al gráfico

Call oFc.addTitle("Frecuencia Cardiaca", "arial.ttf", 16, &HFFFFFF, &H558CCA, -1)

'Configura el área del gráfico en (30, 35) y del tamaño de 300 x 200 pixels

'con fondo gris claro(f8f8f8) y blanco (ffffff)

Call oFc.setPlotArea(30, 35, 300, 200, &HF8F8F8, &HFFFFFF)

Dim layer **As** BarLayer

' Adiciona a las barras el dato y color suministrados

Set layer = oFc.addBarLayer3(dataFC, colorFC) ', &HFF00&)

layer.set3D

'Configura la barra para ser representada de forma cilíndrica

Call layer.setBarShape(fc.CircleShape)

'Fija las etiquetas sobre el eje x

Call oFc.xAxis().setLabels(labelsFC)

layer.setAggregateLabelFormat ("{|value|1}")

Call layer.setAggregateLabelStyle("arialbd.ttf", 8, &H55FF)

'Despliega el gráfico para la frecuencia cardiaca

Set viewerFC.Picture = oFc.makePicture()

End Sub

'Actualiza el dato a ser visualizado para las saturación de oxígeno

Private Sub actualizarSaO2(Dato **As Variant**)

'sao2 como objeto de ChartDirector (API utilizado para los gráficos)

Dim sao2 **As New** ChartDirector.API

'Se realiza un corrimiento de los datos presentes en cada uno de los

'arreglos dataFC, labelsFC, y colorFC

Call Corrimiento(dataSaO2)

Call Corrimiento(labelsSaO2)

Call Corrimiento(colorSaO2)

'Asigna el dato recibido a la ultima posición del arreglo de datos

dataSaO2(Length(dataSaO2) - 1) = Dato

'Guarda el tiempo en minutos y segundos cuando fue recibido el dato

labelsSaO2(Length(labelsSaO2) - 1) = Minute(Now) & ":" & Second(Now)

'Lógica para la asignación del color

If Dato < 95 **Then**

 colorSaO2(Length(colorSaO2) - 1) = &HFF0000 'Rojo

Else

 colorSaO2(Length(colorSaO2) - 1) = &HFF00 'Verde

End If

' Crea a oSao2 como objeto XYChart del tamaño de 350 x 280 pixels

Dim oSao2 **As** XYChart

Set oSao2 = sao2.XYChart(350, 280, &HFFFFFF, &H558CCA)

' Adiciona el título al gráfico

Call oSao2.addTitle("Saturación de Oxígeno", "arial.ttf", 16, &HFFFFFF, &H558CCA, -1)

' Configura el área del gráfico en (30, 35) y del tamaño de 300 x 200 pixels

' con fondo gris claro(f8f8f8) y blanco (ffffff)

Call oSao2.setPlotArea(30, 35, 300, 200, &HF8F8F8, &HFFFFFF)

Dim layer **As** BarLayer

' Adiciona a las barras el dato y color suministrados

Set layer = oSao2.addBarLayer3(dataSaO2, colorSaO2)

layer.set3D

' Configura la barra para ser representada de forma cilíndrica

Call layer.setBarShape(sao2.CircleShape)

' Fija las etiquetas sobre el eje x

Call oSao2.xAxis().setLabels(labelsSaO2)

layer.setAggregateLabelFormat ("{value|1}")

Call layer.setAggregateLabelStyle("arialbd.ttf", 8, &H55FF)

' Despliega el gráfico para la saturación de oxígeno

Set viewerSaO2.Picture = oSao2.makePicture()

End Sub

'Actualiza el dato a ser visualizado para la clasificación del paciente

Private Sub actualizarClasificacion(Dato **As Variant**)

'clasifica como objeto de ChartDirector (API utilizado para los gráficos)

Dim clasifica **As New** ChartDirector.API

'Se realiza un corrimiento de los datos presentes en cada uno de los

'arreglos dataFC,labelsFC, y colorFC

Call Corrimiento(dataClasificacion)

Call Corrimiento(labelsClasificacion)

Call Corrimiento(colorClasificacion)

'Asigna el dato recibido a la ultima posición del arreglo de datos

dataClasificacion(Length(dataClasificacion) - 1) = Dato

'Guarda el tiempo en minutos y segundos cuando fue recibido el dato

labelsClasificacion(Length(labelsClasificacion) - 1) = Minute(Now) & ":" & Second(Now)

Select Case Dato

Case 33 ' Rojo

colorClasificacion(Length(colorClasificacion) - 1) = &HFF0000

Case 22 ' Amarillo

colorClasificacion(Length(colorClasificacion) - 1) = &HFFFF00

Case 11 'Verde

colorClasificacion(Length(colorClasificacion) - 1) = &HFF00

End Select

' Crea a oclasifica como objeto XYChart del tamaño de 350 x 280 pixels

Dim oClasifica **As** XYChart

Set oClasifica = clasifica.XYChart(350, 280, clasifica.metalColor(&HD3E38A), -1, 1)

'Adiciona el título al gráfico

Call oClasifica.addTitle("Clasificación", "arial.ttf", 16, &HFFFFFF, &H558CCA, -1)

' Configura el área del gráfico en (30, 35) y del tamaño de 300 x 200 pixels

Call oClasifica.setPlotArea(30, 35, 300, 200)

Dim layer **As** BarLayer

' Adiciona a las barras el dato y color suministrados

Set layer = oClasifica.addBarLayer3(dataClasificacion, colorClasificacion) ', &HFF00&)

layer.set3D

' Configura la barra para ser representada de forma cilíndrica

Call layer.setBarShape(clasifica.CircleShape)

' Fija las etiquetas sobre el eje x

Call oClasifica.xAxis().setLabels(labelsClasificacion)

layer.setAggregateLabelFormat ("{value|1}")

'Call layer.setAggregateLabelStyle("arialbd.ttf", 8, &H55FF)

' Despliega el gráfico para la clasificación del paciente

Set viewerClasifica.Picture = oClasifica.makePicture()

End Sub

'Realiza el corrimiento de los datos en el arreglo

Sub Corrimiento(data **As** Variant)

For i = 1 **To** Length(data) - 1

data(i - 1) = data(i)

Next i

End Sub

'Encuentra la longitud del arreglo

Function Length(var **As** Variant) **As** Integer

Dim i **As** Integer

For X = LBound(var) **To** UBound(var)

i = 1 + i

Next

Length = i

End Function

REFERENCIAS

- [1] Grass Technologies, "Adult airflow transducer", *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: http://www.grasstechnologies.com/products/transducers/airflow_slp_1401ga.html. [Consulta: Enero de 2008].
- [2] Grass Technologies, "Adult & pediatric airflow transducers", *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: http://www.grasstechnologies.com/products/transducers/airflow_pt_ont2pa.html. [Consulta: Enero de 2008].
- [3] Grass Technologies, "Adult airflow thermocouple transducer", *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: http://www.grasstechnologies.com/products/transducers/airflow_g_ftcta.html. [Consulta: Enero de 2008].
- [4] Sleepmate, "Thermo Airflow", *Sleepmate*. [En línea]. Disponible: http://www.sleepmate.com/products/thermal_airflow.jsp. [Consulta: Enero de 2008].
- [5] Sleepmate, "Reusable Airflow User Guide", *Sleepmate*. [En línea]. Disponible: <http://www.sleepmate.com/images/ReusableAirflow.pdf>. [Consulta: Enero de 2008].
- [6] Pro- Tech, "Thermal Airflow Sensors", *Pro- Tech*. [En línea]. Disponible: http://www.pro-tech.com/scripts/asp/prod_airflow.asp. [Consulta: Enero de 2008].
- [7] Pro- Tech, "Thermal Airflow Sensors Specifications", *Pro- Tech*. [En línea]. Disponible: http://www.pro-tech.com/Downloads/Specifications/Pdf/Specs_Airflow.pdf. [Consulta: Enero de 2008].
- [8] Embla, "Airflow Thermocouple", *Embla*. [En línea]. Disponible: <http://www.embla.com/downloads/%7BD56C3768-7A59-4510-9EA0-5ABD754FACD5%7D/English/SensorCatalog.pdf>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [9] Grass Technologies. Adult & pediatric airflow transducers. *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: https://www.grasstechnologies.com/cgi-local/shop.pl/page=airflow_d_2400ap.html/SID=1208184953.32128. [Consulta: Enero de 2008].
- [10] Braebon, "Airflow Temperature Sensors", *Braebon*. [En línea]. Disponible: <http://www.braebon.com/guides/0510.pdf>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [11] Braebon, "cTherm Cannula Thermistor Airflow Sensor", *Braebon*. [En línea]. Disponible: <http://www.braebon.com/productpage.php?pclass=2&product=75>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [12] Dymedix, "RealFlo™ Reusable", *Dymedix*. [En línea]. Disponible: <http://www.dymedix.com/pdf/realflo-back.pdf>. [Consulta: Marzo de 2008].
- [13] Grass Technologies, "Piezo Pressure Flow/Snore Sensor", *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: https://www.grasstechnologies.com/cgi-local/shop.pl/page=pressure_slp.html/SID=1208379060.80132. [Consulta: Enero de 2008].
- [14] Pro- Tech, "Pressure Transducer Airflow Sensors Specifications", *Pro- Tech*. [En línea]. Disponible: http://www.pro-tech.com/Downloads/Specifications/Pdf/Specs_Pressure.pdf. [Consulta: Febrero de 2008].

-
- [15] Sleepmate, "AC Pressure Airflow Sensor System User Guide", *Sleepmate*. [En línea]. Disponible: <http://www.sleepmate.com/images/ACPressure.pdf>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [16] Braebon, "Ultima dual airflow pressure transducer", *Braebon*. [En línea]. Disponible: <http://www.braebon.com/productpage.php?pclass=9&product=53>. [Consulta: Enero de 2008].
- [17] Sleepmate, "Piezo Respiratory Effort System User Guide", *Sleepmate*. [En línea]. Disponible: <http://www.sleepmate.com/images/Resp-Effort2.pdf>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [18] Braebon, "Respiratory Effort Sensor", *Braebon*. [En línea]. Disponible: <http://www.braebon.com/guides/0528.pdf>. [Consulta: Enero de 2008].
- [19] Grass Technologies, "Respiratory effort transducers", *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: http://www.grasstechnologies.com/products/transducers/effort_slp.html. [Consulta: Febrero de 2008].
- [20] Pro- Tech, "zRIP Inductive Respiratory Effort Sensors", *Pro- Tech*. [En línea]. Disponible: http://www.pro-tech.com/Downloads/Specifications/Pdf/Specs_Zrip.pdf. [Consulta: Febrero de 2008].
- [21] Pro- Tech, "Piezo Respiratory Effort Sensors Specifications", *Pro- Tech*. [En línea]. Disponible: http://www.pro-tech.com/Downloads/Specifications/Pdf/Specs_Effort.pdf. [Consulta: Enero de 2008].
- [22] Grass Technologies, "Respiratory effort transducers Model 6013, 6014 & 6015", *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: https://www.grasstechnologies.com/cgi-local/shop.pl/page=effort_d.html/SID=1208379060.80132. [Consulta: Enero de 2008].
- [23] Grass Technologies, "Respiratory Inductance Plethysmography", *Grass Technologies*. [En línea]. Disponible: https://www.grasstechnologies.com/cgi-local/shop.pl/page=effort_slp_rip.html/SID=1208379060.80132. [Consulta: Enero de 2008].
- [24] myNeuroLab.com, "Pulse Transducer, Piezoelectric", *myNeuroLab.com*. [En línea]. Disponible: http://www.myneurolab.com/myneurolab/mnl_products_detail.asp?idproduct=421010&Submit=Go&catdesc=&CatThreeID=88&CatOneID=6&subcatdesc=&idsubcategory=32. [Consulta: Febrero de 2008].
- [25] myNeuroLab.com, "Pulse Transducer, Piezoelectric Specification", *myNeuroLab.com*. [En línea]. Disponible: <http://www.myneurolab.com/global/manuals/421010SPEC.PDF>. [Consulta: Enero de 2008].
- [26] ADInstruments, "Piezo Electric Pulse Transducer", *ADInstruments*. [En línea]. Disponible: http://www.adinstruments.com/products/generate_pdf/generate_pdf.php?code=MLT1010. [Consulta: Marzo de 2008].
- [27] myNeuroLab.com, "Finger Clip Photo Plethysmograph", *myNeuroLab.com*. [En línea]. Disponible: http://www.myneurolab.com/myneurolab/mnl_products_detail.asp?idproduct=421013&catdesc=Data+Acquisition&CatThreeID=88&CatOneID=6&subcatdesc=Transducers&idsubcategory=32. [Consulta: Febrero de 2008].

-
- [28] myNeuroLab.com, "Finger Clip Photo Plethysmograph Specification", *myNeuroLab.com*. [En línea]. Disponible: <http://www.myneurolab.com/global/manuals/UF21013SPEC.PDF>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [29] myNeuroLab.com, "Earclip Photo Plethysmograph", *myNeuroLab.com*. [En línea]. Disponible: http://www.myneurolab.com/myneurolab/mnl_products_detail.asp?idproduct=421012&catdesc=Data+Acquisition&CatThreeID=88&CatOneID=6&subcatdesc=Transducers&idsubcategory=32. [Consulta: Febrero de 2008].
- [30] ADInstruments, "IR Plethysmograph - Ear Clip", *ADInstruments*. [En línea]. Disponible: http://www.adinstruments.com/products/generate_pdf/generate_pdf.php?code=MLT1020EC. [Consulta: Febrero de 2008].
- [31] Biopac, "Pulse Oximeter Trans, Finger", *Biopac*. [En línea]. Disponible: <http://www.biopac.com/Research.asp?Pid=3700&Main=Transducers>. [Consulta: Marzo de 2008].
- [32] Biopac, "Pulse Oximeter Trans, Ear", *Biopac*. [En línea]. Disponible: <http://www.biopac.com/Research.asp?Lower=1&Pid=3701&Main=#LowerTab>. [Consulta: Marzo de 2008].
- [33] Nonin., "SpO2 Reusable Sensors", *Nonin*. [En línea]. Disponible: <http://www.nonin.com/products.asp?ID=22&sec=1&sub=7>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [34] ADInstruments, "MLT321/MLT322 Human Pulse Oximetry", *ADInstruments*. [En línea]. Disponible: http://www.adinstruments.com/products/generate_pdf/generate_pdf.php?code=MLT321. [Consulta: Febrero de 2008].
- [35] Nellcor, "OxiMax® Reusable Sensors", *Nellcor*. [En línea]. Disponible: <http://www.nellcor.com/prod/Product.aspx?S1=POX&S2=SEN&id=12>. [Consulta: Marzo de 2008].
- [36] Nellcor, "OxiMax® Max-Fast® Forehead Sensor", *Nellcor*. [En línea]. Disponible: <http://www.nellcor.com/prod/Product.aspx?S1=POX&S2=SEN&id=246>. [Consulta: Marzo de 2008].
- [37] Med Electronics, "ProductPrice List", *Med Electronics*. [En línea]. Disponible: <http://www.med-electronics.com/pindex.asp?Page=7>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [38] Motorola, "MPX2010GS y MPX5100", *Freescale Semiconductor*. [En línea]. Disponible: <http://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/96805/MOTOROLA/MPX2010GS/datasheet.pdf>. [Consulta: Febrero de 2008].
- [39] Fujikura, "XFPM, XFGN-6 Data Shee", *Fujikura*. [En línea]. Disponible: http://www.fujikura.co.jp/00/sensor/e_pdf/e_xfpngn.pdf. [Consulta: Marzo de 2008].
- [40] Fujikura, "XFPM (NIBP) Data Sheet", *Fujikura*. [En línea]. Disponible: http://www.fujikura.co.jp/00/sensor/e_pdf/e_xfpm_n.pdf. [Consulta: Marzo de 2008].
- [41] Measurement Specialties, "LDT1-028K Piezo Sensor with Lead Attachment", *Measurement Specialties*. [En línea]. Disponible: <http://www.meas-spec.com/myMeas/download/pdf/english/piezo/LDT1%20028K%20with%20Lead%20Attachment.pdf>. [Consulta: Marzo de 2008].

[42] Measurement Specialties, "FDT Series Elements with Lead Attachment", *Measurement Specialties*. [En línea]. Disponible: http://www.meas-spec.com/mymssi/MEAS_download/catalogs/piezo/catalog_price_list.pdf. [Consulta: Marzo de 2008].

[43] Measurement Specialties, "Vibration Sensor (SDT1-028K)", *Measurement Specialties*. [En línea]. Disponible: http://www.ehag.ch/PDF-Files/MSI/sdt1_vibration_sensor.pdf. [Consulta: Marzo de 2008].

[44] Advance software engineering, "ChartDirector", *Advance software engineering*. [En línea]. Disponible: <http://www.advsofteng.com/cdcom.html>. [Consulta: Junio de 2008].