

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO PARA EL MONITOREO  
DE LA FRECUENCIA CARDIACA, FRECUENCIA RESPIRATORIA Y  
TEMPERATURA, EN PACIENTES BAJO ANESTESIA QUIRÚRGICA DE LA  
CLÍNICA VETERINARIA DE LA UNIVERSIDAD DE NARIÑO**

**JHON ALEJANDRO BOTINA DELGADO  
JHON ALEXANDER ERAZO YELA**

**UNIVERSIDAD DE NARIÑO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
SAN JUAN DE PASTO  
2012**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO PARA EL MONITOREO  
DE LA FRECUENCIA CARDIACA, FRECUENCIA RESPIRATORIA Y  
TEMPERATURA, EN PACIENTES BAJO ANESTESIA QUIRÚRGICA DE LA  
CLÍNICA VETERINARIA DE LA UNIVERSIDAD DE NARIÑO**

**JHON ALEJANDRO BOTINA DELGADO  
JHON ALEXANDER ERAZO YELA**

**Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Electrónico**

**DIRECTOR  
MARIO FERNANDO JOJOA ACOSTA  
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**CODIRECTOR  
DARÍO FERNANDO FAJARDO FAJARDO  
INGENIERO ELECTRÓNICO**

**ASESOR  
JENNY ROMERO  
MÉDICA VETERINARIA**

**UNIVERSIDAD DE NARIÑO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
INGENIERÍA ELECTRÓNICA  
SAN JUAN DE PASTO  
2012**

## **NOTA DE RESPONSABILIDAD**

Las ideas y conclusiones aportadas en el siguiente trabajo son responsabilidad exclusiva del autor.

Artículo 1ro del Acuerdo No. 324 de octubre 11 de 1966 emanado del Honorable Consejo Directivo de la Universidad de Nariño

**Nota de aceptación**

---

---

---

---

---

---

Firma del presidente del Jurado

---

Firma del jurado

---

Firma del jurado

San Juan de Pasto, 10 de Mayo de 2012

A Dios, por habernos permitido culminar con éxito la realización de este proyecto, y a nuestras familias por su apoyo incondicional.

## **AGRADECIMIENTOS**

Los autores expresan sus agradecimientos a:

Jenny Romero, Médica Veterinaria, Cirujano de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, por su colaboración y guía durante las cirugías en las cuales se calibró y configuró el Monitor de Signos Vitales.

Darío Fernando Fajardo Fajardo, Ingeniero Electrónico, Director del programa de Ingeniería Electrónica de la universidad de Nariño, por su orientación, dedicación y tiempo durante la ejecución del proyecto.

Dora Villareal, Médica Veterinaria, Cirujano de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, por su colaboración y guía durante las cirugías.

La Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, por permitirnos realizar nuestra investigación en sus instalaciones.

Mario Jojoa, Ingeniero Electrónico, Ingeniero de soporte técnico de la Universidad de Nariño.

## TABLA DE CONTENIDO

|  | Pág. |
|--|------|
| INTRODUCCIÓN.....  | 19   |
| JUSTIFICACIÓN.....   | 20   |
| 1. OBJETIVOS .....   | 21   |
| 1.1 OBJETIVO GENERAL .....   | 21   |
| 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....   | 21   |
| 2. MARCO TEÓRICO.....  | 22   |
| 2.1 ANTECEDENTES .....   | 22   |
| 2.2 MONITORIZACIÓN DE PACIENTES BAJO ANESTESIA VETERINARIA .....                         | 24   |
| 2.2.1 Anestesia Veterinaria .....  | 24   |
| 2.2.2 Métodos de monitorización de las variables fisiológicas de mayor relevancia.....   | 25   |
| 2.2.3 Clasificación de los métodos de monitorización .....                               | 26   |
| 2.3 INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA.....   | 27   |
| 2.3.1 Estructura general de un sistema de instrumentación biomédica .....                | 27   |
| 2.3.2 Características de la instrumentación biomédica .....                              | 29   |
| 2.3.3 Tipos de sensor de un sistema de instrumentación.....                              | 30   |
| 2.3.4 Restricciones en las mediciones.....   | 30   |
| 2.3.5 Clasificación de la instrumentación biomédica .....                                | 32   |
| 2.3.6 Características estáticas generales de los equipos de instrumentación biomédica .. | 33   |
| 2.3.7 Desplazamiento del origen.....   | 33   |
| 2.3.8 Características dinámicas generales de los equipos de instrumentación biomédica    | 34   |
| 2.3.9 Características de entrada del sistema.....  | 34   |
| 2.3.10 Error en la medición .....  | 35   |
| 2.4 PRINCIPIOS DE EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA.....                                   | 36   |
| 2.4.1 El corazón .....   | 36   |
| 2.4.2 Potencial de acción .....  | 37   |
| 2.4.3 Eventos bioeléctricos .....  | 38   |
| 2.4.4 Ciclo cardiaco.....  | 38   |
| 2.4.5 Automatismo .....  | 39   |
| 2.4.6 Excitabilidad y período refractario.....   | 39   |
| 2.4.7 Conductibilidad.....   | 40   |
| 2.4.8 Señal de ECG .....   | 40   |
| 2.4.9 Electroodos .....  | 41   |
| 2.4.10 Interfaz electrodo piel.....  | 41   |

|       |   |     |
|-------|---|-----|
| 2.5   | PRINCIPIOS DE EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL RESPIRATORIA .....                 | 42  |
| 2.5.1 | Respiración en mamíferos .....  | 42  |
| 2.5.2 | Obtención de la señal de respiración.....                               | 42  |
| 2.5.3 | Transducción de los cambios de temperatura del flujo oronasal.....      | 43  |
| 2.5.4 | Funcionamiento de la termocupla .....                                   | 44  |
| 2.6   | PRINCIPIOS DE EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL DE TEMPERATURA .....               | 46  |
| 2.6.1 | Temperatura corporal en mamíferos.....                                  | 46  |
| 2.6.2 | Termorregulación .....  | 46  |
| 2.6.3 | Obtención de la señal de temperatura .....                              | 46  |
| 2.6.4 | Transducción de la temperatura .....                                    | 47  |
| 2.6.5 | Sensor de estado sólido LM35.....                                       | 49  |
| 3.    | DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO .....                               | 50  |
| 3.1   | ADQUISICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA (FC) .....                        | 51  |
| 3.1.1 | Medición de la Frecuencia Cardíaca mediante ECG .....                   | 51  |
| 3.2   | ADQUISICIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA (FR) .....                    | 73  |
| 3.2.1 | Sensado del movimiento abdominal mediante potenciómetro lineal.....     | 73  |
| 3.2.2 | Sensado del movimiento de la pared torácica mediante acelerómetro ..... | 74  |
| 3.2.3 | Sensado térmico de la respiración mediante termocupla .....             | 79  |
| 3.2.4 | Etapa de comparación .....  | 83  |
| 3.2.5 | Etapa de procesamiento .....  | 83  |
| 3.3   | ADQUISICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL .....                            | 85  |
| 3.3.1 | Transducción de la temperatura .....                                    | 85  |
| 3.3.2 | Etapa de amplificación .....  | 87  |
| 3.3.3 | Procesamiento de la señal de temperatura .....                          | 88  |
| 3.4   | PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES CON UN MICROCONTROLADOR .....              | 89  |
| 3.4.1 | Módulo comparador del PIC16F877A.....                                   | 89  |
| 3.4.2 | Integración de los algoritmos de procesamiento .....                    | 90  |
| 3.5   | REGISTRO DE LA INFORMACIÓN DE LAS SEÑALES ADQUIRIDAS .....              | 94  |
| 3.5.1 | Algoritmo para el registro de datos .....                               | 96  |
| 3.5.2 | Visualización del registro de las señales adquiridas.....               | 97  |
| 3.6   | SALIDA DE SEÑALES ANÁLOGAS.....   | 99  |
| 3.7   | FUENTE DE ALIMENTACIÓN ELÉCTRICA .....                                  | 100 |
| 3.8   | CONDICIONES DE SEGURIDAD PARA EL PACIENTE Y EL USUARIO.....             | 102 |
| 3.8.1 | Puesta a tierra y aislamiento eléctrico de los elementos .....          | 102 |
| 3.8.2 | Aislamiento de las partes conectadas al paciente .....                  | 103 |
| 3.8.3 | Protección por bajo voltaje.....  | 103 |
| 3.9   | CONSTRUCCIÓN DE LA ESTRUCTURA FÍSICA.....                               | 103 |
| 3.9.1 | Diseño y construcción de las tarjetas de circuito impreso .....         | 104 |

|       |  |     |
|-------|--|-----|
| 3.9.2 | Diseño y construcción de la carcasa.....     | 108 |
| 4.    | RESULTADOS .....                             | 111 |
| 4.1   | CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS .....               | 111 |
| 4.2   | PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO ..... | 113 |
| 5.    | CONCLUSIONES.....                            | 120 |
| 6.    | RECOMENDACIONES .....                        | 121 |
|       | BIBLIOGRAFÍA.....                            | 121 |

## LISTA DE FIGURAS

|  | Pág. |
|--|------|
| Figura 1. Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica.....   | 28   |
| Figura 2. Desplazamiento del origen de la señal.....   | 33   |
| Figura 3. Estructura del corazón en mamíferos.....   | 37   |
| Figura 4. Derivaciones Bipolares I, II y III. ....   | 41   |
| Figura 5. Escenario de medición de una señal de flujo térmico respiratorio convertida en un conjunto de datos para ser procesados..... | 43   |
| Figura 6. Flujo de corriente debido al Efecto Seebeck. ....  | 44   |
| Figura 7. Diferencia de potencial debida al Efecto Seebeck. ....   | 45   |
| Figura 8. Esquema de una termocupla y su sistema de medición. ....   | 45   |
| Figura 9. Sensor de estado sólido LM35 encapsulado TO-92. ....   | 49   |
| Figura 10. Diagrama de bloques del Monitor de Signos Vitales.....  | 50   |
| Figura 11. Diagrama de bloques del sistema implementado para determinar la FC. ....  | 51   |
| Figura 12. Electrodo desechable Ag/AgCl. ....  | 52   |
| Figura 13. Paciente rasurado.....  | 52   |
| Figura 14. Paciente con electrodos. ....   | 53   |
| Figura 15. Electrodos y latiguillos. ....  | 53   |
| Figura 16. Cable troncal, latiguillos y electrodos usados para la adquisición de la FC.....  | 54   |
| Figura 17. Diagrama del amplificador ECG con circuito integrado INA128.....  | 55   |
| Figura 18. Respuestas de ganancia del filtro Butterworth pasa bajas. ....  | 56   |
| Figura 19. Diagrama de conexiones filtro pasa bajas Butterworth de 4º orden. ....  | 57   |
| Figura 20. Diagrama de conexiones filtro pasa altas Butterworth de 4º orden. ....  | 58   |
| Figura 21. Señal ECG obtenida - Fotografía A.....  | 59   |
| Figura 22. Señal ECG obtenida - Fotografía B.....  | 59   |
| Figura 23. Señal ECG característica. ....  | 60   |
| Figura 24. Circuito comparador de tensión.....   | 60   |
| Figura 25. Señal de salida del comparador de tensión – Fotografía A. ....  | 61   |
| Figura 26. Señal de salida del comparador de tensión – Fotografía B. ....  | 61   |
| Figura 27. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div - 25ms/div. ....   | 62   |
| Figura 28. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div - 0,1s/div. ....   | 62   |
| Figura 29. Diagrama de conexiones del microcontrolador PIC16F877 y el módulo LCD 20x4. ....  | 63   |
| Figura 30. Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de la F.C.....  | 64   |
| Figura 31. Medida de un intervalo de tiempo a través de pulsos de reloj. ....  | 64   |
| Figura 32. Toma 1. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div. ....   | 67   |
| Figura 33. Toma 2. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div. ....   | 67   |
| Figura 34. Toma 3. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div. ....   | 68   |
| Figura 35. Toma 4. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div. ....   | 68   |
| Figura 36. Toma 5. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div. ....   | 69   |
| Figura 37. Toma 6. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div. ....   | 69   |
| Figura 38. Toma 7. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div. ....   | 70   |
| Figura 39. Toma 8. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div. ....   | 70   |
| Figura 40. Toma 9. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div. ....   | 71   |

|   |     |
|---|-----|
| Figura 41. Toma 10. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div. ....                     | 71  |
| Figura 42. Diagrama de flujo para el cálculo y visualización de LPMs de forma cíclica. ....                         | 72  |
| Figura 43. Diagrama de bloques del sistema propuesto para determinar la F.R. ....                                   | 73  |
| Figura 44. Fotografía del potenciómetro lineal. ....  | 73  |
| Figura 45. Fotografía del potenciómetro lineal montado sobre el cinturón. ....                                      | 74  |
| Figura 46. Diagrama de conexiones del divisor de voltaje para sensado de respiración con potenciómetro lineal. .... | 74  |
| Figura 47. Diagrama de conexiones para estabilizar la salida del regulador LM1117T-3.3. ....                        | 75  |
| Figura 48. Pinout del regulador LM1117T-3.3 de empaquetado TO220. ....  | 75  |
| Figura 49. Fotografía de la tarjeta MMA736. ....  | 75  |
| Figura 50. Diagrama de conexiones para la tarjeta MMA736 según la configuración elegida. ....                       | 76  |
| Figura 51. Diagrama de conexiones del amplificador desviador de cc. ....  | 77  |
| Figura 52. Configuración del AI para la señal de respiración obtenida con acelerómetro. ....                        | 78  |
| Figura 53. Fotografía de la tarjeta MMA736 colocada en el cinturón. ....  | 79  |
| Figura 54. Fotografía de una sonda endotraqueal. ....   | 80  |
| Figura 55. Fotografías de la termocupla tipo K. ....  | 80  |
| Figura 56. Diagrama de conexiones del AI con G= 5001V/V para la termocupla tipo K. ....                             | 81  |
| Figura 57. Fotografía del paciente con sonda endotraqueal y termocupla. ....  | 81  |
| Figura 58. Fotografía de la Señal de respiración con ganancia del AI en 510V/V. ....                                | 81  |
| Figura 59. Señales obtenidas para el cálculo de la FR – Fotografía A. ....  | 82  |
| Figura 60. Señales obtenidas para el cálculo de la FR – Fotografía B. ....  | 82  |
| Figura 61. Diagrama de flujo del programa para calcular RPM. ....   | 84  |
| Figura 62. Diagrama de bloques del sistema implementado para determinar la Temperatura. ....                        | 85  |
| Figura 63. Diagrama de conexiones del sensor de temperatura. ....   | 86  |
| Figura 64. Sensor de temperatura con recubrimiento metálico. ....   | 87  |
| Figura 65. Etapa de amplificación de la señal de temperatura. ....  | 87  |
| Figura 66. Diagrama de flujo para digitalizar y visualizar la señal de temperatura del LM35 en °C. ....             | 88  |
| Figura 67. Configuración del módulo comparador del microcontrolador PIC16F877A. ....                                | 90  |
| Figura 68. Mensaje de presentación y menú de selección de paciente. ....  | 90  |
| Figura 69. Mensaje de presentación y despliegue de los parámetros adquiridos. ....                                  | 92  |
| Figura 70. Algoritmo General del Monitor de Signos Vitales. ....  | 93  |
| Figura 71. Terminales tarjeta de Memoria Micro SD. ....   | 94  |
| Figura 72. Fotografía Memoria Micro SD SanDisk 1GB. ....  | 95  |
| Figura 73. Diagrama de conexiones de la etapa de adecuación del margen de amplitud y nivel DC de la señal. ....     | 96  |
| Figura 74. Diagrama de conexiones del sistema implementado para el registro de las señales adquiridas. ....         | 96  |
| Figura 75. Interfaz gráfica - Software de Visualización. ....   | 98  |
| Figura 76. Fotografía Memoria Micro SD SanDisk y adaptador MicroSD/SD. ....   | 99  |
| Figura 77. Notación de los terminales del conector DB9 para las salidas análogas. ....                              | 100 |
| Figura 78. Diagrama de conexiones de la fuente de alimentación eléctrica. ....                                      | 100 |
| Figura 79. Diagrama de conexiones del circuito de regulación de voltaje de las baterías. ....                       | 100 |
| Figura 80. Diagrama de conexiones del circuito de verificación del estado de carga de las baterías. ....            | 101 |
| Figura 81. Fotografía del interruptor deslizante de 3 posiciones y 4 polos. ....                                    | 101 |
| Figura 82. Esquemático de conexiones y posiciones del interruptor deslizante. ....                                  | 101 |
| Figura 83. Tarjeta análoga implementada - Cara superior. ....   | 104 |

|  |     |
|--|-----|
| Figura 84. Tarjeta análoga implementada - Cara inferior. ....  | 105 |
| Figura 85. Tarjeta digital implementada - Cara superior. ....  | 105 |
| Figura 86. Tarjeta digital implementada - Cara inferior. ....  | 106 |
| Figura 87. Fotografías del socket para la Memoria Micro SD. ....   | 106 |
| Figura 88. Fuente de alimentación eléctrica implementada. ....   | 107 |
| Figura 89. Tarjeta implementada para regulación de voltaje y verificación del estado de carga de las baterías..... | 107 |
| Figura 90. Vistas tridimensionales del diseño de la carcasa realizado en AuotCAD. ....                             | 108 |
| Figura 91. Maqueta de la estructura externa. ....  | 109 |
| Figura 92. Cara superior de la estructura externa. ....  | 109 |
| Figura 93. Cara frontal de la estructura externa. ....   | 109 |
| Figura 94. Cara posterior de la estructura externa. ....   | 110 |
| Figura 95. Fuente de alimentación eléctrica implementada. ....   | 110 |
| Figura 96. Cargador y baterías de 9V.....  | 110 |
| Figura 97. Ubicación del Monitor de Signos Vitales en el quirófano. ....   | 113 |
| Figura 98. Ubicación del paciente sobre la camilla. ....   | 114 |
| Figura 99. Ubicación del tubo endotraqueal. ....   | 114 |
| Figura 100. Ubicación de la termocupla. ....   | 115 |
| Figura 101. Aplicación de los electrodos. ....   | 115 |
| Figura 102. Ubicación del termómetro.....  | 116 |
| Figura 103. Monitor de Signos Vitales en funcionamiento. ....  | 116 |
| Figura 104. Curva de la señal cardiaca visualizada mediante una tarjeta de adquisición. ....                       | 117 |
| Figura 105. Curva de la señal respiratoria visualizada mediante una tarjeta de adquisición.....                    | 117 |
| Figura 106. Registro de la información de las señales monitoreadas. ....   | 118 |

## LISTA DE TABLAS

|   | Pág. |
|---|------|
| Tabla 1. Parámetros fisiológicos estudiados en instrumentación biomédica. ....  | 30   |
| Tabla 2. Ventajas y desventajas de los transductores de temperatura. ....   | 48   |
| Tabla 3. Código de colores para la posición de los electrodos. ....   | 53   |
| Tabla 4. Ganancia del amplificador de instrumentación. ....   | 55   |
| Tabla 5. Cálculo de las resistencias RG para ganancias de 10 y 305. ....  | 55   |
| Tabla 6. Valores de las resistencias y capacitancias para el filtro pasa bajas. ....  | 57   |
| Tabla 7. Valores de las resistencias y capacitancias para el filtro pasa altas. ....  | 58   |
| Tabla 8. Valores de tiempo registrado por el sistema implementado. ....   | 66   |
| Tabla 9. Principales constantes fisiológicas en perros y gatos. ....  | 91   |
| Tabla 10. Nomenclatura de los terminales de la Memoria Micro SD en modo de control SPI. ....  | 94   |
| Tabla 11. Valores de resistencias empleadas en la etapa de adecuación del margen de amplitud y nivel DC de las señales. ....                      | 96   |
| Tabla 12. Características de las señales de entrada. ....   | 111  |
| Tabla 13. Resultados de las pruebas realizadas al Monitor de Signos Vitales. ....   | 112  |
| Tabla 14. Comparación entre los datos obtenidos mediante el Monitor de Signos Vitales y la auscultación realizada por el médico veterinario. .... | 118  |

## LISTA DE ANEXOS

**ANEXO A:** Manual de usuario del Monitor de Signos Vitales.

**ANEXO B:** CD-ROM con los siguientes archivos:

- Software de visualización desarrollado en MATLAB.
- Carpeta con los programas de control y visualización desarrollados.
- Planos de la estructura externa y circuitos impresos diseñados.
- Fotografías y videos de la construcción del prototipo.

## GLOSARIO

**ANESTESIA:** Acto médico controlado en el que se usan fármacos para bloquear la sensibilidad táctil y dolorosa de un paciente, sea en todo o parte de su cuerpo y sea con o sin compromiso de conciencia.

**APNEA:** Cese completo de la señal respiratoria.

**BIOPOTENCIAL:** Es un potencial eléctrico que puede medirse entre dos puntos en células vivientes, tejidos y organismos. Es consecuencia de algunos de los procesos bioquímicos desarrollados dentro de organismos vivientes.

**BRADICARDIA:** Descenso de la frecuencia cardiaca por debajo de los valores normales.

**BRADIPNEA:** Descenso de la frecuencia respiratoria por debajo de los valores normales.

**CARCASA:** Conjunto de piezas duras y resistentes, que dan soporte (internas) o protegen (externas) a otras partes de un equipo.

**CORRIENTE DE FUGA:** Flujo indeseado de electricidad a través de los aislantes que son usados para separar los conectores eléctricos.

**DETERMINÍSTICO:** Sistema en el cual todo lo que ocurre está determinado por una cadena causal y el estado futuro del sistema y los productos están claramente definidos.

**DIGITALIZACIÓN:** Consiste básicamente en realizar de forma periódica medidas de la amplitud (tensión) de una señal, redondear sus valores a un conjunto finito de niveles preestablecidos de tensión y registrarlos como números enteros en cualquier tipo de memoria o soporte.

**EFEECTO SEEBECK:** Efecto termoeléctrico el cual define que una diferencia de temperatura puede convertirse en electricidad.

**HIPERTERMIA:** Aumento de la temperatura por encima del valor hipotalámico normal por fallo de los sistemas de evacuación de calor. Es distinta de la fiebre, que es una reacción del organismo en la que éste eleva temporalmente la temperatura homeostática a un nivel más alto como respuesta inmunitaria a algún agente externo.

**HIPOTERMIA:** Descenso involuntario de la temperatura corporal por debajo de los límites que se consideran normales.

**HOMEOTERMO:** Animales que tienen la capacidad para regular su propia temperatura.

**INTERFAZ DE USUARIO:** Medio con que el usuario puede comunicarse con una máquina, un equipo o una computadora.

**INTUBACIÓN ENDOTRAQUEAL:** Procedimiento médico en el cual se coloca una cánula o sonda en la tráquea, a través de la boca o la nariz. En situaciones más urgentes, se coloca a través de la boca.

**MONITORIZACIÓN:** En medicina hace referencia al control que se realiza a través de una pantalla, donde se puede observar la información remitida desde los sensores o detectores conectados a un paciente. La monitorización no siempre implica gravedad sino la necesidad de un control exhaustivo de las funciones vitales.

**MONITORIZACIÓN INVASIVA:** Este tipo de monitorización implica una punción o incisión para aplicar los sensores.

**MONITORIZACIÓN NO INVASIVA:** En este tipo de monitorización los sensores se ponen sobre la piel o en orificios naturales.

**ORONASAL:** Perteneciente a la cavidad oral y nasal (boca y nariz).

**PUNCIÓN:** Operación quirúrgica que consiste en abrir los tejidos con un instrumento punzante y cortante con el fin de diagnosticar una enfermedad o administrar un medicamento.

**TAQUICARDIA:** Incremento de la frecuencia cardíaca por encima de los valores normales.

**TAQUIPNEA:** Aumento en la frecuencia del ciclo respiratorio por encima de los valores normales.

**TERMORREGULACIÓN:** Capacidad del cuerpo para regular su temperatura dentro de ciertos rangos.

**TRANSMISIÓN ELECTROTÓNICA:** Movimiento neto de electrones debido a la diferencia de potencial entre las células activadas y las células en reposo, sin producir excitación.

## RESUMEN

Durante los procedimientos quirúrgicos en medicina veterinaria, es indispensable responder a las complicaciones o urgencias propias de la cirugía, como las relacionadas con los anestésicos, por esta razón se debe contar con el respaldo de un método adecuado para monitorear los signos vitales del paciente. En la actualidad existen monitores electrónicos de signos vitales, los cuales presentan mayores beneficios en comparación con el monitoreo básico, realizado por palpación y auscultación.

En este proyecto se presenta el diseño y la implementación de un dispositivo electrónico capaz de adquirir y visualizar los valores de la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y temperatura corporal, parámetros fisiológicos de mayor relevancia que contribuyen a determinar la condición del paciente durante una intervención quirúrgica.

Para determinar el método de adquisición de las señales fisiológicas, se realizaron diferentes pruebas durante algunas cirugías en el quirófano de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, mediante las cuales se establecieron los elementos que conforman el dispositivo, como el tipo de sensores, amplificadores de instrumentación y microcontroladores, teniendo en cuenta su tamaño y comportamiento en el quirófano.

## **ABSTRACT**

During surgical procedures in veterinary medicine is essential to respond to complications or emergencies own surgery, such as those involving anesthetics, for this reason should be supported by a suitable method to monitor patient's vital signs. There are now electronic monitoring of vital signs, which have higher profit compared to the basic monitoring, by palpation and auscultation.

This project presents the design and implementation of an electronic device able to acquire and display the values of heart rate, respiratory rate and body temperature, most important physiological parameters that help determine the patient's condition during surgery.

To determine the method of acquisition of physiological signals, different tests were conducted for some surgeries in the operating room of the Veterinary Clinic of the Universidad de Nariño college, by which established the elements of the device, such as the type of sensors, amplifiers instrumentation and microcontrollers, taking into account their size and behavior in the operating room.

## INTRODUCCIÓN

La monitorización durante la anestesia en los procedimientos quirúrgicos, se basa en el control intermitente o continuo de variables fisiológicas, que en el curso de la anestesia se centran en la valoración de la profundidad anestésica y de las funciones cardiovascular, respiratoria y termorreguladora. La monitorización básica emplea la percepción sensorial a través de la vista o el tacto, pero cada vez se incorporan nuevos equipamientos electrónicos que aportan mayor y mejor información.

La Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño utiliza la monitorización básica en sus procedimientos quirúrgicos, por esta razón, este proyecto tiene como objetivo principal diseñar e implementar un dispositivo electrónico para monitorear de manera continua y no invasiva la frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y temperatura corporal en pacientes bajo anestesia quirúrgica, contribuyendo a la reanimación cardiopulmonar en caso de urgencias.

El equipo consta en su etapa de transducción de tres electrodos Plata/Cloruro de plata (Ag/AgCl) utilizados para adquirir la señal cardiaca, una termocupla tipo K que permite adquirir la señal de respiración y un sensor de temperatura LM35 para adquirir la temperatura corporal del paciente. Las tres señales adquiridas entran a sus correspondientes etapas de amplificación y filtrado, para posteriormente ser digitalizadas y procesadas por el microcontrolador.

El dispositivo desarrollado cuenta con un módulo LCD alfanumérico, para visualizar el valor de las constantes fisiológicas requeridas, además dispone de una alarma sonora para detectar sobrepasos en el valor normal de la frecuencia cardiaca, y un indicador luminoso de sobrepaso de los valores normales de frecuencia respiratoria. La forma de onda de las señales cardiaca y respiratoria, y los datos de temperatura son almacenados en un dispositivo de almacenamiento externo, para su posterior visualización en un computador estándar. El dispositivo va acompañado de un manual de usuario para facilitar su manejo.

Para el diseño y la implementación del Monitor de Signos Vitales, se realizaron pruebas con perros y gatos en intervenciones quirúrgicas dentro las instalaciones de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, en las cuales se tuvo como prioridad el respeto a los animales, y en consecuencia no se maltrató ni sacrificó a ninguno de los animales involucrados en la investigación. Cabe resaltar que durante las pruebas siempre se contó con la supervisión y asesoramiento de un médico veterinario.

## JUSTIFICACIÓN

### **Monitorización en la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño<sup>1</sup>**

Hoy por hoy la clínica veterinaria de la Universidad de Nariño no cuenta con un sistema de monitoreo electrónico para constantes fisiológicas (temperatura, frecuencia respiratoria y frecuencia cardiaca), equipo fundamental en la atención de pacientes críticos que entran por consulta externa a cirugía. Considerando que la clínica veterinaria solo cuenta con un médico veterinario de consulta y cirugía para atención a pacientes de usuarios que utilizan los servicios de la clínica, el uso de un dispositivo para monitorear la frecuencia cardiaca, respiratoria y temperatura, contribuiría a facilitar y agilizar la reanimación cardiopulmonar en caso de urgencias.

El monitoreo constante de los pacientes que ingresan a quirófano, puede ser utilizado en más de 1000 cirugías al año que se realizan a caninos y felinos domésticos, de igual forma este equipo puede ser utilizado en diferentes asignaturas del programa de medicina veterinaria como son: cirugías de pequeñas especies, clínica de pequeños, profundización en cirugías, profundización en silvestres, farmacología, entre otras, mejorando de esta forma la calidad académica del programa y por ende la de la Universidad de Nariño. El monitoreo del paciente permite reconocer y corregir tendencias anormales en forma precoz antes de que puedan producir un daño irreparable. Un monitoreo adecuado es aquél que ayuda a supervisar el funcionamiento de los sistemas orgánicos vitales (vía respiratoria, vía circulatoria).

Además la evaluación de la respuesta al estímulo doloroso se realiza a través del control de los signos vitales. Es importante realizar controles basales como punto de comparación. Durante la inducción este control es prácticamente continuo, pasando a nivel de mantención anestésica a ser evaluado cada 5 minutos, dado que el paro respiratorio que pase inadvertido por más de 3 a 5 minutos puede significar la muerte o un grado variable de deterioro cerebral. El paro cardíaco se puede producir si la respiración se detiene por más de 1 minuto, teniendo un equipo de monitoreo este tipo de problemas se pueden evitar.

---

<sup>1</sup> ENTREVISTA con Jenny Romero, Médica Cirujano de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño. San Juan de Pasto, 20 de abril de 2011.

## **1. OBJETIVOS**

### **1.1 OBJETIVO GENERAL**

Diseñar e implementar un dispositivo para el monitoreo de frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y temperatura para pacientes bajo anestesia durante los procesos quirúrgicos de la clínica veterinaria de la Universidad de Nariño.

### **1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Recopilar información referente a instrumentación electrónica y monitoreo de pacientes bajo anestesia (en medicina veterinaria).
- Estudiar los métodos y dispositivos existentes en adquisición, para adecuar, procesar y presentar los valores de la frecuencia de señales fisiológicas, teniendo en cuenta los márgenes de amplitud de las señales que provienen de la salida de cada transductor y los márgenes de amplitud de los elementos que se encargaran de la instrumentación de dichas señales.
- Implementar el prototipo de un sistema de monitoreo de frecuencia cardiaca, respiratoria y temperatura, que permita la adecuación, procesamiento, registro y presentación de los valores de dichas constantes fisiológicas.
- Comprobar el funcionamiento del prototipo con la determinación de las constantes fisiológicas sobre un paciente, verificando los valores obtenidos con el prototipo con los determinados por un médico veterinario.

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 ANTECEDENTES

En el documento “Measurement of respiratory rate and timing using a nasal thermocouple” escrito por Michael Marks, Michael South y Bradley Caner, presente en el libro “Journal of Clinical Monitoring of Computing” publicado en el año 1994, los objetivos de la investigación pretenden evaluar los aspectos de la respuesta de una termocupla al cambio de temperatura, y determinar si una termocupla puede ser utilizada de forma intermitente para medir la frecuencia respiratoria, mediante la detección de los cambios de temperatura que se producen con la respiración nasal. De este estudio se concluye que las mediciones intermitentes de la frecuencia respiratoria utilizando una termocupla reflejan con exactitud las mediciones obtenidas a partir del flujo de aire nasal usando un neumotacógrafo.

En el artículo “Development of a device equipped with a thermocouple for measuring nasal airflow” publicado en el año 2000 por Seung Kyu Chung, Seok Joo Koh y Hyun Joon Lim, se menciona que para medir la función de la cavidad nasal en entornos clínicos, se utilizan métodos como rinometría de las vías respiratorias y rinomanometría acústica. Sin embargo, estos métodos no son útiles para medir continuamente la condición de flujo de aire de ambas cavidades nasales simultáneamente. Por lo tanto, presentan un nuevo instrumento para evaluar el flujo nasal, basado en la utilización de una termocupla. El dispositivo resultante tiene algunas ventajas en la medición del flujo nasal respecto a otros, ya que utiliza un sensor no invasivo, para una monitorización continua y en tiempo real.

En el año 2005, se llevó a cabo el proyecto de investigación y desarrollo, “Diseño y Construcción de un Monitor de Signos Vitales Basado en un Computador Portátil”, llevado a cabo por Alexis Meneses Arévalo y Daissy Carola Toloza Cano, en las instalaciones del Servicio Nacional de Aprendizaje - SENA, en el cual se diseña y construye un monitor de Signos Vitales. Dentro de las funciones de este monitor se encuentra el determinar los valores de Frecuencia Cardíaca, Frecuencia Respiratoria y temperatura corporal. En este proyecto se mencionan algunas de las características de funcionamiento que deben tener los monitores de signos vitales.

En el documento final del trabajo de grado “Adaptation of ECG machine for real time ECG capture monitoring”, presentado por Noor Shahidawati Binti Omar, Universiti Teknikal Malaysia Melaka, su autor logra adquirir la señal cardíaca

utilizando un amplificador de bioinstrumentación, que amplifica la señal cardiaca, para posteriormente adecuarla mediante un filtro pasabanda. El documento presenta las características de la señal adquirida y la configuración de los parámetros del circuito implementado. El proyecto se presentó en el año 2007.

En el año 2008, se presentó el informe final de la tesis doctoral “Procesado y transmisión de señales biomédicas para el diagnóstico de trastornos y enfermedades del sueño”, desarrollado por Daniel Sánchez Morillo, en este se presenta un sistema de uso portátil-domiciliario, para el análisis y caracterización de diversas señales biomédicas, de las que se extraen parámetros fundamentales para el diagnóstico de problemas cardiorrespiratorios relacionados con trastornos y enfermedades del sueño. El estudio se centra en la validación de los resultados proporcionados por el empleo de un sensor de aceleración, aplicado a la altura de la tráquea, en el hueco supraesternal, a un conjunto de pacientes internados en una Unidad del Sueño Hospitalaria.

En el trabajo de grado presentado en 2009, denominado “Análisis Temporal y Espectral de Señales Provenientes de la Actividad Cardiaca y Respiratoria con Clasificación de Patrones Anómalos Utilizando Redes Neuronales”, desarrollado por Mario Fernando Jojoa Acosta y Jimmy Ricardo Velásquez Chaves, Universidad de Nariño, se utiliza la información proveniente de los sonidos cardiacos y respiratorios, para ayudar en el diagnóstico de posibles problemas cardiopulmonares, para lo cual se realiza un procesamiento de la señal bioacústica, previamente adecuada tras las etapas de transducción y adquisición.

En el año 2009, se culminó el proyecto “Equipo Sistematizado para medir la Frecuencia Respiratoria. Una herramienta innovadora de Atención Primaria para reducir la mortalidad por bronconeumonía infantil en América Latina”, desarrollado por Alejandro Vargas Gutiérrez y Miguel Garrido, en el Tecno-parque SENA Medellín, el equipo cuenta con un sensor de presión, mediante el cual se toma la señal para determinar la frecuencia respiratoria del paciente a partir de los movimientos respiratorios.

Para la misma época, en el proyecto “Controlador de Respiración Neonatal”, realizado por Julieta Aracely Delgado Santana Ing. Electrónica y Janeth Lourdes Torres Villacis Ing. Electrónica, en la Escuela Superior del Litoral, se desarrollo un equipo para determinar la Frecuencia Respiratoria, basado en el principio de la variación de la capacitancia que presenta el tórax al momento de realizar la actividad pulmonar.

## **2.2 MONITORIZACIÓN DE PACIENTES BAJO ANESTESIA VETERINARIA**

### **2.2.1 Anestesia Veterinaria**

Para los procesos quirúrgicos en Medicina Veterinaria, es indispensable la utilización de anestesia general para inducir en el paciente un estado de analgesia y relajación muscular, pero esto conlleva a la pérdida de la conciencia del paciente, por lo cual se debe mantener una monitorización adecuada de sus signos vitales.

En el proceso de monitorización de los signos vitales de un paciente bajo anestesia se deben tener en cuenta que la fisiología y la homeostasia de un paciente resultan alteradas por los fármacos utilizados durante la anestesia y por complicaciones patológicas durante la cirugía, por estas razones es clave monitorizar los signos vitales del paciente durante el proceso quirúrgico, ya que esto aumenta la seguridad de la intervención, permitiendo frecuentemente respuestas informadas a tiempo ante los cambios presentados en el estado del paciente gracias a la observación de las constantes fisiológicas.

Existe una gran variedad de material técnico simple y complejo para la monitorización del estado del paciente durante la anestesia, este material ilustra los diferentes métodos para monitorear de una forma eficiente los signos vitales, incluyendo los métodos básicos basados en los sentidos, como la palpación y auscultación, pasando por elementos comúnmente utilizados en medicina, como el termómetro y el fonendoscopio, hasta los dispositivos electrónicos capaces de registrar el valor de diferentes constantes fisiológicas.

Antes de realizar la monitorización de los signos vitales del paciente durante el procedimiento quirúrgico, se debe formular un plan de monitorización basado en:

- Estado de salud y enfermedad del paciente.
- Procedimiento específico y duración.
- Equipo de monitorización específico.
- Duración esperada de la anestesia.

Las anteriores consideraciones proporcionan los valores de las variables medidas dentro de los límites normales, lo cual contribuye en la toma de decisiones durante el procedimiento quirúrgico a partir de la comparación con los valores de las variables afectadas durante la cirugía, proporcionando una respuesta precoz frente a alguna emergencia.

Para la monitorización se utilizan técnicas específicas, exactas y complementarias, que en lo posible cumplan con las siguientes recomendaciones:

- Utilizar técnicas sencillas y fiables (inspección visual, palpación y auscultación).
- Comprobar los instrumentos de calibración con frecuencia.
- No depender nunca de una sola pieza del equipo de monitorización.

### **2.2.2 Métodos de monitorización de las variables fisiológicas de mayor relevancia**

Las directrices que establece el *American College of Veterinary Anesthesiologists*<sup>2</sup> para la monitorización en pequeños animales, sugiere tener en cuenta variables fisiológicas como la circulación, ventilación y temperatura, planteando los siguientes métodos:

#### **Métodos para monitorear la circulación**

- Palpación del pulso periférico.
- Palpación del latido cardiaco a través de la pared torácica.
- Auscultación del latido cardiaco.
- Electrocardiograma.
- Monitor no invasivo del flujo sanguíneo o la presión arterial.
- Monitor invasivo de la presión arterial.

#### **Métodos para monitorear la ventilación**

- Observación del movimiento de la pared torácica.
- Observación del movimiento del ambú.
- Auscultación de los ruidos respiratorios.
- Monitorización audible de la respiración.
- Monitorización térmica de la respiración.
- Espirometría.
- Capnografía.
- Monitorización del gas arterial.

#### **Métodos para monitorear la temperatura**

- Medida intermitente de la temperatura rectal.
- Medida continua de la temperatura rectal o esofágica.

---

<sup>2</sup> American College of Veterinary Anesthesiologists. ACVA Monitoring Guidelines Update, 2009: Recommendations for monitoring anesthetized veterinary patients. [en línea]. <[http://www.acva.org/docs/Small\\_Animal\\_Monitoring\\_2009.doc](http://www.acva.org/docs/Small_Animal_Monitoring_2009.doc)>

### 2.2.3 Clasificación de los métodos de monitorización

Cada uno de los métodos de monitorización de pacientes bajo anestesia quirúrgica, están enfocados a vigilar el estado del paciente de manera continua o durante intervalos de tiempo, utilizando técnicas invasivas o no invasivas para la ubicación de los sensores. A partir de esto se clasifican los anteriores métodos dentro de cuatro grupos:

**Monitorización intermitente.** Este tipo de monitorización es el utilizado en los métodos básicos, en los cuales se requiere de un personal para tomar las muestras de los signos vitales cada cierto intervalo de tiempo, mediante la utilización de los sentidos e instrumentos como el termómetro y el fonendoscopio.

**Monitorización continua.** La toma de datos relacionados con las funciones vitales se hace de forma continua, mediante la utilización de sensores específicos que envían la información a dispositivos electrónicos especializados.

**Monitorización invasiva (directa).** La información es obtenida mediante la colocación de instrumentos en el interior del organismo mediante incisión en los tejidos, como el caso de los catéteres de presión intravascular. Este tipo de monitorización permite una determinación directa de una variable fisiológica y no un valor calculado, pero puede presentar inconvenientes, debido a que el paciente tiene riesgo de complicaciones secundarias, como hemorragia, infección, lesión directa de los tejidos y alteración aguda de las funciones tisulares (arritmias cardiacas).

**Monitorización no invasiva (indirecta).** La información es obtenida mediante la observación de variables fácilmente reconocibles como el movimiento del tórax (para el cálculo de la frecuencia respiratoria), pruebas diagnosticas no invasivas como el ECG o la medición de la temperatura rectal, mediante la ubicación de sensores sobre la piel o en orificios naturales. Este tipo de monitorización presenta varias ventajas, puesto que las técnicas utilizadas son sencillas, fiables e informativas, además el paciente no se ve sometido al riesgo de complicaciones que comprometan al método de monitorización. La desventaja que presenta este método es que no todas las variables pueden ser monitorizadas de forma exacta.

En general se considera que el método idóneo de monitorización, es aquel que ofrece una toma de datos continua de los signos vitales del paciente, utilizando técnicas no invasivas.

## 2.3 INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA

El avance científico y tecnológico en el ámbito de la salud ha permitido el desarrollo de numeroso equipamiento e instrumental para fines diagnósticos y terapéuticos, al punto que se ha tornado indispensable la utilización de equipos electrónicos en intervenciones médicas. La instrumentación biomédica se encarga del estudio de los instrumentos empleados para obtener información de los sistemas fisiológicos de los seres vivos, y de los instrumentos destinados a ofrecer una ayuda funcional a los pacientes. Existen equipos o instrumentos para diagnóstico, monitorización, terapia, electrocirugía y rehabilitación.

Los avances tecnológicos en instrumentación biomédica y electromedicina, han permitido desarrollar diferentes tipos de dispositivos para visualizar datos y gráficas de las variables fisiológicas de los pacientes, cada uno de estos artefactos está enfocado hacia áreas específicas de la medicina. En el caso de la monitorización de los signos vitales del paciente durante las intervenciones quirúrgicas, se han producido diferentes dispositivos siendo los más utilizados aquellos capaces de visualizar los valores de las variables fisiológicas relacionadas con las funciones cardiovascular y termorreguladora.

### 2.3.1 Estructura general de un sistema de instrumentación biomédica

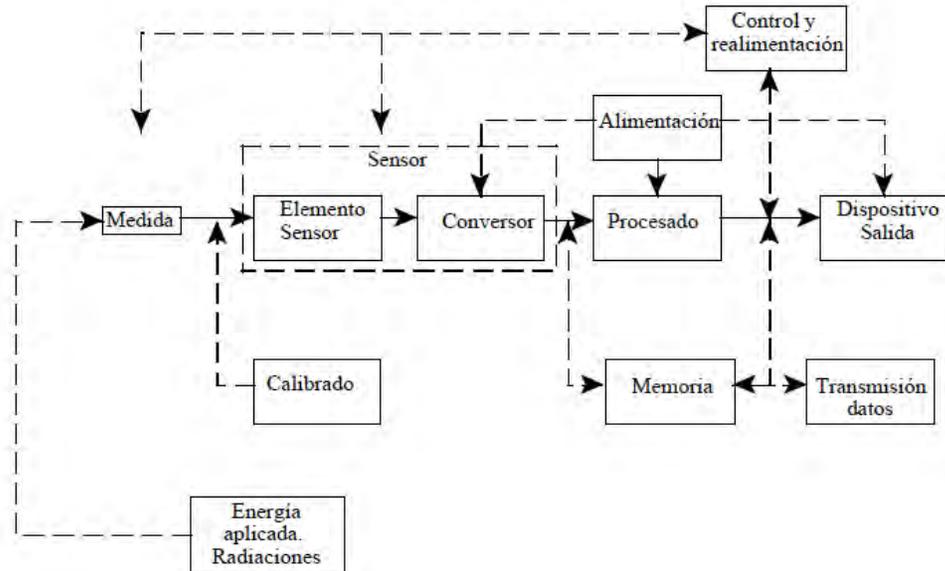
Los sistemas de instrumentación biomédica se diferencian principalmente de cualquier otro sistema de instrumentación convencional debido a que la fuente de las señales suelen ser seres vivos o energía aplicada a sus tejidos. Normalmente los equipos o sistemas de instrumentación biomédica tienen un diagrama de bloques similar al de la Figura 1, donde el flujo principal de la información va del paciente al equipo. Los elementos cuyo flujo de información se muestra mediante líneas discontinuas no se consideran esenciales dentro del sistema.

Los principales bloques que componen un sistema de instrumentación biomédica son:

**Medida:** Es la magnitud física, propiedad o condición que el sistema mide. La accesibilidad a la medida es un parámetro a tener en cuenta ya que esta puede ser interna (presión de la sangre), puede medirse en la superficie del cuerpo (potenciales extracelulares como el electrocardiograma), puede emanar del cuerpo (radiaciones infrarrojas) o puede salir o derivarse de una muestra de tejido del cuerpo (sangre o una biopsia). Las medidas médicas más importantes pueden agruparse en las siguientes categorías: biopotenciales, presión, flujo, dimensiones (imagen), desplazamiento (velocidad, aceleración y fuerza), impedancia, tempera-

tura y concentraciones químicas. Estas medidas pueden localizarse en un órgano concreto o por toda la estructura anatómica.

**Figura 1.** Esquema general de un equipo de instrumentación biomédica.



Fuente: BAREA, Rafael. Instrumentación Biomédica: Introducción y conceptos básicos de la instrumentación biomédica. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. p. 5.

**Sensor:** Normalmente el término transductor se emplea para definir a aquellos dispositivos que convierten una forma de energía en otra. El término sensor se emplea para los dispositivos que convierten una medida física en una señal eléctrica. Al respecto Pallas<sup>3</sup> dice, que el transductor es el encargado de convertir energía de una forma física en energía eléctrica, y se denomina también como sensor, por la capacidad que ofrece para percibir, tras el procesamiento oportuno, fenómenos que de otra manera serían inaccesibles a nuestros sentidos.

El sensor sólo debe responder al parámetro fisiológico que se desea medir y excluir las demás señales biológicas. Además debe poseer una interfaz con el tejido u organismo de forma que no interfiera en éste, para minimizar la energía extraída y ser lo menos invasivo posible.

**Acondicionamiento de la señal:** Normalmente, la señal obtenida del sensor no puede aplicarse directamente al dispositivo de salida (pantalla, papel, etc). Un acondicionador simple puede amplificar, filtrar y adaptar la señal proveniente del sensor al dispositivo de salida. A menudo, las señales de salida de los sensores se digitalizan y se procesan utilizando ordenadores o sistemas basados en microcontroladores.

<sup>3</sup> PALLAS ARENY, Ramón. Adquisición y distribución de señales.1 ed. Barcelona: Marcombo, 1993. p. 3.

**Dispositivo de salida:** El resultado del proceso de medida puede mostrarse de diferentes formas, pero es conveniente que estos resultados se muestren de la forma más sencilla y cómoda de interpretar por parte del operador humano. En función del tipo de medida y cómo el operador humano va a utilizarla, los resultados pueden representarse por medio de gráficos o datos numéricos, de forma continua o discreta, de manera temporal o permanente. Aunque la mayoría de los dispositivos de salida dan una información visual, existen equipos que pueden generar otro tipo de informaciones como alarmas sonoras.

**Elementos auxiliares:** Existen diferentes elementos auxiliares que se pueden implementar en el equipo de medida. Puede utilizarse una señal de calibrado para calibrar los resultados. Pueden introducirse realimentaciones de las señales de salida para controlar diferentes aspectos del equipo o ajustar diferentes parámetros del sensor. El control y el sistema de realimentación pueden ser automáticos o manuales. Los datos pueden almacenarse en memorias en función de las condiciones de trabajo. También existen sistemas de seguridad que alertan el cuidado del paciente ante posibles riesgos.

### **2.3.2 Características de la instrumentación biomédica**

La fuente de las señales medidas con la instrumentación biomédica son los tejidos vivos o energía aplicada a estos. Esta circunstancia condiciona los métodos de medida aplicables y los sensores o transductores a utilizar. Para ello se recomienda cumplir con los siguientes requisitos:

- La acción de medir no debe alterar la magnitud medida. Dicha alteración puede producirse como resultado de una interacción física (directa), bioquímica o fisiológica. Idealmente se pretende que las medidas se realicen de una forma no invasiva y sin contacto, pero esto no es posible en todos los casos.
- Se debe garantizar la seguridad del paciente. La monitorización, no debe poner en peligro la vida del paciente. Ante la inaccesibilidad de muchas medidas se recurre a medidas indirectas en las cuales se sensa otra magnitud relacionada con la deseada. Si la variable medida es el resultado del aporte de energía al tejido vivo, hay que respetar los límites considerados como seguros. La seguridad también exige que los sensores sean de fácil esterilización, y no posean recubrimientos que puedan provocar reacciones negativas al entrar en contacto con el paciente.

Otra característica que diferencia la instrumentación biomédica de la instrumentación industrial es que las variables biomédicas rara vez son determinísticas y estas varían enormemente de un paciente a otro. También es

habitual, que en una medida de una señal biológica influyan otras señales que constituyen una interferencia (estas interferencias pueden deberse a otras variables fisiológicas o propias del equipo de medida). Su supresión es uno de los objetivos fundamentales en el diseño de un sistema de medida, utilizándose para ello las técnicas habituales en instrumentación.

### 2.3.3 Tipos de sensor de un sistema de instrumentación

**Sensores Analógicos y digitales:** Según la forma de su señal de salida los sensores pueden ser analógicos o digitales. El acondicionamiento de la señal de salida de los sensores digitales es mucho más simple que la de los analógicos, pero son pocos los dispositivos capaces de dar directamente una salida digital en respuesta a una magnitud física de entrada.

**Sensores Moduladores y Sensores Generadores:** Otra forma de clasificar los sensores, en particular los sensores analógicos, es según necesiten o no un aporte de energía de alimentación para efectuar la transducción. Si la necesitan se denominan sensores moduladores, por cuanto la magnitud medida modifica o “modula” la alimentación suministrada; la mayor parte de la energía de salida procede entonces de la alimentación auxiliar. Los sensores que no necesitan alimentación auxiliar se clasifican como generadores y la energía de su señal de salida procede del sistema o proceso donde se mide. Los sensores generadores se dividen en dos grupos principales, los que generan una tensión y los que generan una corriente eléctrica. En el primer grupo están los termopares y los electrodos, en el segundo grupo están los sensores piezoeléctricos y piroeléctricos.

### 2.3.4 Restricciones en las mediciones

La instrumentación biomédica se diseña para medir diversos parámetros físicos y fisiológicos en humanos y animales. Algunos parámetros o técnicas de medida con sus respectivos sensores y métodos utilizados para captar los diferentes tipos de señales se muestran en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Parámetros fisiológicos estudiados en instrumentación biomédica.

| Parámetro o técnica de medida | Método o sensor estándar                                |
|-------------------------------|---|
| Balístocardiógrafo (BCG)      | Acelerómetro<br>Galga extensiométrica<br>Desplazamiento |
| Presión Bladder               | Galga extensiométrica<br>Manómetro                      |

| Parámetro o técnica de medida       | Método o sensor estándar                         |
|-------------------------------------|--|
| Presión de la sangre                | Flujómetro (electromagnético o ultrasonidos)     |
| Presión arterial de la sangre       | Galga extensiométrica<br>Manómetro               |
| Presión venosa de la sangre         | Galga extensiométrica<br>Auscultación            |
| pH de la sangre                     | Electrodos específicos                           |
| Volumen/minuto                      | Tinte, Flujómetro                                |
| Electrocardiograma (ECG)            | Electrodos superficiales                         |
| Electroencefalograma (EEG)          | Electrodos en el cuero cabelludo                 |
| Electromiograma (EMG)               | Electrodos de aguja                              |
| Electrooculograma (EOG)             | Electrodos de contacto                           |
| Electroretinograma (ERG)            | Electrodos de contacto                           |
| Repuesta galvánica de la piel (GSR) | Electrodos de piel                               |
| pH gástrico                         | Electrodo de pH<br>Electrodo de antimonio        |
| Presión gastrointestinal            | Galga extensiométrica<br>Manómetro               |
| Fuerza gastrointestinal             | Desplazamiento                                   |
| Potenciales nerviosos               | Electrodos de aguja o superficiales              |
| Fonocardiograma                     | Micrófono  |
| Pletismógrafo (cambio de volumen)   | Desplazamiento de cámara<br>Cambio de impedancia |
| Flujo de aire<br>Neumotacografía    | Neumotacógrafo y presión diferencial             |
| Ratio de respiración                | Galga extensiométrica<br>Termistor nasal         |
| Temperatura corporal                | Termistores<br>Termopares                        |

Fuente: BAREA, Rafael. Instrumentación Biomédica: Introducción y conceptos básicos de instrumentación biomédica. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. p. 10-11.

Se debe tener en cuenta que muchas variables importantes de los sistemas fisiológicos no pueden obtenerse directamente y sin daño para el paciente, puesto que son inaccesibles y deben obtenerse mediante medidas indirectas basadas en el estudio realizado de los parámetros mencionados en la Tabla 1.

Las variables medidas en el cuerpo de seres vivos rara vez son determinísticas. Sus magnitudes varían con el tiempo, incluso teniendo controladas todas las variables que pueden afectarles. La mayoría de la medidas biomédicas varía ampliamente entre diferentes pacientes normales, incluso en condiciones similares de medida. Existen numerosos lazos de realimentación entre diferentes variables fisiológicas y todavía muchos de ellos no se conocen en detalle. El método más común para asumir esta variabilidad de las medidas y poder compararlas con otras es utilizar funciones de distribución estadísticas y probabilísticas.

Hoy en día, todas las medidas biomédicas dependen de alguna forma de energía que se aplica al tejido vivo o de alguna energía que modifica el funcionamiento del sensor. Por ejemplo, los rayos X o imágenes por ultrasonidos dependen de energía aplicada externamente que interactúa sobre el tejido vivo. Los niveles de seguridad de estas energías son difíciles de establecer ya que muchos mecanismos que provocan daños a los tejidos aun no han sido estudiados con detenimiento.

El funcionamiento de los instrumentos en entornos médicos impone restricciones muy importantes. El equipo debe ser seguro, de fácil manejo y capaz de soportar golpes y exposiciones a productos químicos. El equipo electrónico debe diseñarse para minimizar los riesgos de electroshock. La seguridad de los pacientes y del personal sanitario debe tenerse en cuenta en todas las fases del diseño y testeado de los equipos.

### **2.3.5 Clasificación de la instrumentación biomédica**

El estudio de la instrumentación biomédica puede realizarse al menos desde cuatro puntos de vista:

- Las técnicas utilizadas para obtener la medida biomédica pueden clasificarse en función de la magnitud que se sensa, como puede ser la presión, flujo o temperatura. Una ventaja de este tipo de clasificación es que pueden compararse fácilmente diferentes métodos para medir un determinado parámetro.
- Una segunda clasificación se basa en el principio de transducción, tales como resistivos, inductivos, capacitivos, ultrasonidos o electroquímicos.
- Las técnicas de medida pueden estudiarse separadamente para cada sistema fisiológico: sistema cardiovascular, respiratorio, nervioso, etc. De esta forma, pueden aislarse diferentes parámetros para cada área específica, pero normalmente se solapan diferentes magnitudes medidas y principios de transducción, es decir, puede medirse la misma magnitud o parámetro en varios sistemas fisiológicos.
- Por último, los instrumentos biomédicos pueden clasificarse en función de la especialidad médica o clínica donde se utilice. Ejemplos de esta clasificación es la instrumentación destinada a pediatría, obstetricia, cardiología, radiología, intervenciones quirúrgicas, rehabilitación, entre otras.

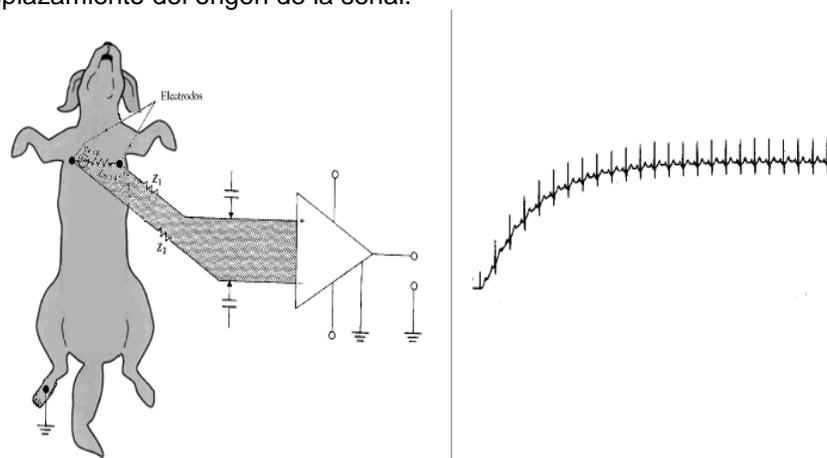
### 2.3.6 Características estáticas generales de los equipos de instrumentación biomédica

Para poder realizar un análisis cuantitativo de un equipo de instrumentación biomédica se deben analizar ciertos criterios, los cuales deben especificar y dar a conocer de una forma clara las prestaciones del equipo y la calidad de éste. Deben tenerse en cuenta el rango de las magnitudes a medir y la dependencia de las señales de salida respecto de posibles interferencias en el equipo. Las características estáticas del instrumento describen el funcionamiento y prestaciones de éste para corriente continua o señales de entrada de baja frecuencia. Las propiedades de la señal de salida, para un amplio rango de valores de entrada constantes, determinan la calidad de la medida, incluyendo los efectos de no-linealidad. Algunos sensores e instrumentos, como los sensores o dispositivos piezoeléctricos solo responden a señales variables y no tienen características estáticas.

### 2.3.7 Desplazamiento del origen

El desplazamiento del origen ocurre cuando todos los valores o magnitudes medidas se ven incrementadas o reducidas en una misma cantidad (valor absoluto). Entre las causas que pueden provocar un desplazamiento del origen se puede citar: fabricación defectuosa, variaciones de la temperatura ambiente, derivas de los componentes electrónicos empleados, histéresis, posibles vibraciones, entre otras.

Figura 2. Desplazamiento del origen de la señal.



Fuente: BAREA, Rafael. Instrumentación Biomédica: Introducción y conceptos básicos de la instrumentación biomédica. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. p. 16.

Un ejemplo de desplazamiento del origen sería una posible variación de la tensión de offset DC de los electrodos en un electrocardiograma (Figura 2). Las variaciones lentas de este potencial no serían problema puesto que los electrocardiógrafos eliminan la componente continua, sin embargo, variaciones rápidas de esta señal, debidas a movimientos del paciente pueden provocar desplazamientos en la señal de salida.

### **2.3.8 Características dinámicas generales de los equipos de instrumentación biomédica**

La presencia en equipos de instrumentación de elementos que almacenan energía, hace que la magnitud de la entrada varíe con el tiempo y la evolución de la salida no sea simultánea. Todo esto se traduce en un error dinámico y en retardo. De esta forma, aunque no existan errores estáticos, existen errores entre el valor obtenido como resultado de la medida y el verdadero valor de la entrada, por el hecho de estar relacionada ésta variable con el tiempo.

### **2.3.9 Características de entrada del sistema**

#### **2.3.9.1 Rangos de entrada**

Los rangos de entrada del equipo determinan las magnitudes que pueden medirse. Normalmente, el valor máximo del rango de entrada determina la máxima entrada que puede introducirse en el equipo o sensor sin que este sufra daños. También debe tenerse en cuenta que en condiciones de almacenamiento o cuando no se usa, las magnitudes del entorno o ambientales no deben superar estos valores puesto que pueden dañar al equipo. Los rangos no tienen que ser simétricos.

#### **2.3.9.2 Impedancia de entrada**

El concepto de impedancia debe tenerse en cuenta puesto que la mayoría de los sensores biomédicos e instrumentos convierten magnitudes no eléctricas en tensiones o corrientes. Por este motivo debe evaluarse el grado en que estos equipos provocan perturbaciones en la magnitud medida. Interesa que esta perturbación sea la menor posible y para ello normalmente se requiere que los equipos de medida tengan impedancias de entrada lo más grande posible.

## **2.3.10 Error en la medición**

### **2.3.10.1 Errores sistemáticos**

La calibración estática de un sensor permite detectar y corregir los denominados errores sistemáticos. Se dice que un error es sistemático cuando en el curso de varias medidas de un determinado valor, hechas en las mismas condiciones, el error permanece constante en valor absoluto y signo, o varía de acuerdo a una ley definida cuando cambian las condiciones de medida. Dado que el tiempo también es una condición de medida, estas deben de ser realizadas en un intervalo de tiempo breve.

La posibilidad de estos errores se entiende si se considera que en el resultado de una medida influye no solo el aparato empleado para efectuarla sino también el método, el operario y una serie de circunstancias (climáticas, mecánicas, eléctricas, etc.) que nunca son ideales, constantes y conocidas.

La presencia de errores sistemáticos puede descubrirse, midiendo la misma magnitud con dos aparatos o métodos distintos, dando las lecturas dos operarios distintos, o cambiando de forma ordenada las condiciones de medida y viendo su efecto en el resultado. Para juzgar sobre la consistencia de los resultados obtenidos hay que recurrir a criterios estadísticos. En cualquier caso, siempre hay un cierto riesgo de que un error sistemático pase inadvertido, incluso en las medidas de mayor calidad, por lo tanto se debe tener como objetivo disminuir el riesgo de que haya errores grandes no detectados.

### **2.3.10.2 Errores aleatorios**

Los errores aleatorios son los que permanecen una vez eliminadas las causas de los errores sistemáticos. Se manifiestan cuando se mide repetidamente la misma magnitud, con el mismo instrumento y el mismo método, y presentan las siguientes propiedades:

- Los errores aleatorios positivos y negativos de igual valor absoluto tienen la misma probabilidad de producirse.
- Los errores aleatorios son menos probables cuanto mayor sea su valor.
- Al aumentar el número de medidas, la media aritmética de los errores aleatorios de una muestra tiende a cero.

- Para un método de medida determinado, los errores aleatorios no exceden de cierto valor. Las medidas que lo superan deben repetirse, y en su caso, estudiarse por separado.

Los errores aleatorios se denominan también errores accidentales o fortuitos, y ello da a entender que pueden ser inevitables. La ausencia de variaciones de unas a otras lecturas cuando se están realizando una serie de medidas de la misma magnitud y con el mismo sistema de medida, no es necesariamente una indicación de una ausencia de errores aleatorios. Puede suceder, por ejemplo, que el instrumento no tenga suficiente resolución, es decir, que su capacidad para apreciar pequeños cambios en la magnitud de medida sea muy limitada, de modo que no sean detectados por el operario en el dispositivo final de lectura.

La presencia de errores aleatorios hace que después de realizar una o varias medidas de una determinada magnitud, se tenga una incertidumbre sobre el verdadero valor de esta (valor exacto). Cuanto mayor sea dicha incertidumbre, evaluada mediante parámetros estadísticos, menos repetible es la medida.

Si se hace la media de varias lecturas, los errores aleatorios se cancelan y quedan solo los errores sistemáticos. Debido a que estos son reproducibles, se pueden conocer para unas condiciones de medida dadas y corregir la lectura cuando se realice en las mismas condiciones. Esta determinación de la diferencia entre el verdadero valor y el valor obtenido se realiza durante la calibración, en unas condiciones dadas, y normalmente durante este proceso se ajusta el instrumento para eliminar dicho error. Cuando se realiza una medida aislada en las mismas condiciones, quedará solo la componente aleatoria del error.

## **2.4 PRINCIPIOS DE EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL CARDIACA**

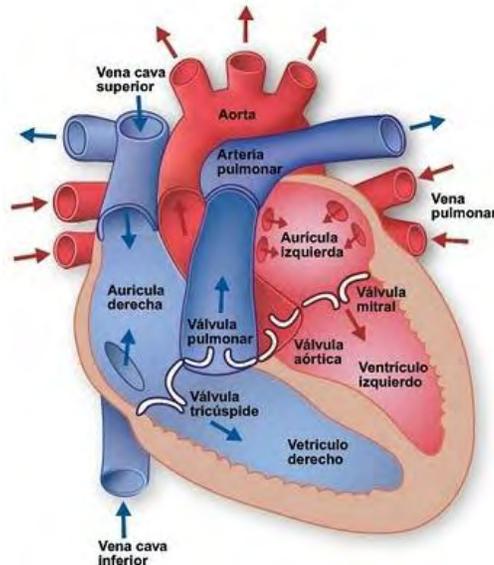
Los mamíferos tienen un sistema circulatorio cerrado es decir, con una estructura de vasos sanguíneos que no deja que el líquido transportado salga al exterior del circuito. Presenta un corazón tabicado como el de todos los vertebrados, y la circulación sanguínea es doble, ya que tiene dos circuitos circulatorios, y a su vez es completa, ya que la sangre oxigenada y la no oxigenada no se juntan en ningún momento del circuito.

### **2.4.1 El corazón**

Es el órgano principal del sistema circulatorio y se encarga de impulsar la sangre para que circule por los vasos sanguíneos. Se divide en cuatro cavidades: dos

superiores, llamadas aurícula derecha y aurícula izquierda y dos inferiores, llamadas ventrículo derecho y ventrículo izquierdo.

**Figura 3.** Estructura del corazón en mamíferos.



Fuente: ARCA, José. Problemas en el corazón del perro.

Con cada latido del corazón, la sangre es enviada a todo el organismo, transportando oxígeno y nutrientes a todas las células. La sangre es impulsada mediante movimientos coordinados y simultáneos de contracción o sístole y de dilatación o diástole.

### 2.4.2 Potencial de acción

Todas las células vivas poseen un potencial eléctrico entre su interior y el medio líquido que las rodea, denominado potencial de reposo transmembrana. El interior celular es negativo respecto del exterior. El rango de los potenciales de reposo que podemos encontrar en la naturaleza va de 40 a 120 mV.

Cuando las células son estimuladas adecuadamente, éstas responden produciendo un intercambio iónico entre el interior celular y el líquido intersticial exterior, que modifica el potencial de reposo. La magnitud de este cambio reversible dependerá de las propiedades eléctricas particulares del tipo de célula. Las células pueden clasificarse como muy excitables o poco excitables. Las poco excitables (células glandulares, epiteliales, etc) son las que para producir un efecto relevante necesitan estímulos fuertes o bien iterativos. En cambio, las muy excitables, tales como las musculares y nerviosas, son aquellas que responden produciendo un gran efecto ante estímulos leves y únicos. Además, esta clase de

células son las que generan mayores cambios en sus potenciales eléctricos de transmembrana como respuesta a los estímulos, cambios que se denominan potenciales de acción.

Se debe tener en cuenta que, una célula o una estructura cardíaca está en reposo cuando existe un equilibrio entre las cargas eléctricas positivas de la superficie externa y las cargas eléctricas negativas del interior celular (polarización). Mediante la aplicación de un estímulo externo se pueden alterar las concentraciones de cargas eléctricas de un lado y del otro de la membrana celular, haciendo que el potencial de reposo, de aproximadamente  $-90$  mV, se haga cada vez más positivo (despolarización), hasta que se supera el potencial umbral de aproximadamente  $-60$  mV, momento en el cual se desencadenan una serie de cambios en la conductancia de la membrana celular que originan el potencial de acción. La despolarización celular significa entonces la pérdida del equilibrio inicial, y ocurre cuando es excitada. En este caso, se hace negativo el exterior celular y positivo el interior, alcanzando un potencial transmembrana de  $+20$  mV. El proceso de repolarización celular corresponde a la recuperación del equilibrio perdido y finaliza cuando se alcanza la polarización.

De acuerdo a lo expresado, los potenciales de acción constan de dos fases principales: despolarización y repolarización. Los potenciales de acción se propagan mejor cuando las células son muy excitables.

### 2.4.3 Eventos bioeléctricos

En la práctica clínica, los métodos de registro de la actividad eléctrica del organismo, captan las variaciones de potencial que se producen como consecuencia de los potenciales de acción de células nerviosas y musculares agrupadas en tejidos, siendo esto una herramienta de gran valor diagnóstico.

### 2.4.4 Ciclo cardíaco

El ciclo cardíaco consiste en la alternancia sucesiva de contracción (sístole) y relajación (diástole) de las paredes musculares de las aurículas y los ventrículos.

Este puede dividirse en tres periodos:

- **Diástole.** Es la fase del ciclo en la cual el músculo cardíaco se relaja. La sangre fluye desde las venas hacia las dos aurículas y las dilata llenándolas de sangre.

- **Sístole Auricular.** Ambas aurículas se contraen casi en forma simultánea. La masa de sangre en las venas evita el reflujo y fuerza la circulación a través de las válvulas mitral y tricúspide, que se abren con la corriente de sangre. La sangre penetra entonces en los ventrículos que se encontraban en un estado de relajación.
- **Sístole Ventricular.** Sigue de inmediato a la sístole auricular. Se contraen los ventrículos mediante el acortamiento de las fibras musculares y la sangre de esa cavidad sale casi por completo por las arterias pulmonares y aorta. La contracción ventricular es más lenta, pero más enérgica. La sangre no puede volver a las aurículas debido a que se cerraron las válvulas mitral y tricúspide. El paso de la sangre de ambos ventrículos a las respectivas arterias está regulado por las válvulas sigmoideas (semilunar y aórtica), que evitan el reflujo de la sangre.

El ciclo cardíaco se repite entre 70 y 180 veces por minuto en perros adultos, y entre 160 y 240 veces por minuto en gatos. Luego el corazón permanece relajado, durante la fase diastólica. Las células cardíacas contráctiles se despolarizan durante la diástole y están polarizadas en la sístole. En cada ciclo cardíaco el corazón emite sonidos. Dos de ellos son más pronunciados que el resto y continúan después de una breve pausa. El primer sonido es prolongado y coincide con el cierre de las válvulas tricúspide y mitral. El segundo tono es más corto y agudo y se debe al cierre brusco de las válvulas sigmoideas, principalmente al de la válvula aórtica.

#### 2.4.5 Automatismo

El Automatismo cardíaco es la capacidad que tiene el propio miocardio de latir por sí mismo, independiente de las órdenes del sistema nervioso, esto lo hace porque en el propio miocardio hay un grupo de células cardíacas especiales que se encargan de transmitir el impulso cardíaco, en otras palabras las contracciones del músculo cardíaco se originan a partir de estímulos eléctricos generados por algunas células que tienen la propiedad de despolarizarse espontáneamente.

#### 2.4.6 Excitabilidad y período refractario

La excitabilidad es la propiedad que tienen todas las células cardíacas de responder a un estímulo apropiado. Las células con algún grado de automatismo tienen la particularidad de despolarizarse espontáneamente (se autoexcitan), mientras que las células contráctiles se excitan al recibir un estímulo proveniente

de una célula vecina. Se denomina periodo refractario al tiempo que tardan las células en recuperar su excitabilidad, es decir, en recuperar la capacidad de ser despolarizadas por un estímulo.

#### **2.4.7 Conductibilidad**

La conductibilidad es la capacidad que tienen las células cardíacas de conducir los estímulos a las estructuras vecinas. La conducción cardíaca se efectúa desde las fibras despolarizadas a las fibras vecinas polarizadas a través de conexiones de baja resistencia al paso de los impulsos.

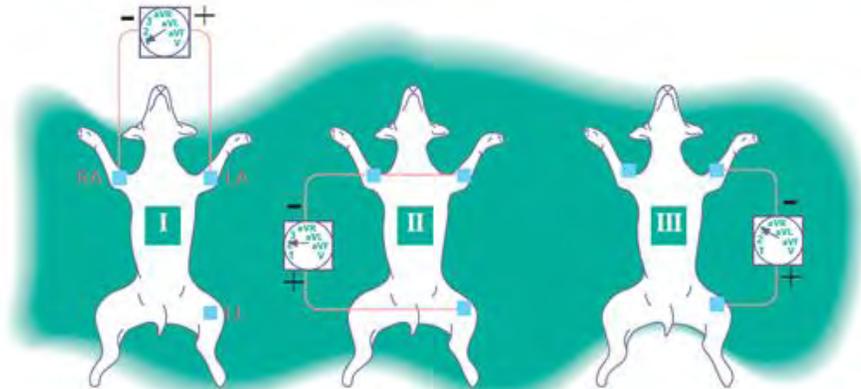
Corresponde a un fenómeno eléctrico (transmisión electrotónica) dado por la diferencia de potencial que se produce entre las células activadas y las células en reposo, lo que condiciona un flujo de corriente. La velocidad de conducción es dependiente del grosor de las fibras cardíacas (a mayor grosor mayor velocidad de conducción) del tipo de unión intercelular y de la disposición geométrica de las fibras (la convergencia de fibras mejora la conducción; la divergencia la empeora).

#### **2.4.8 Señal de ECG**

El conjunto de los potenciales de acción que se propagan por el tejido cardíaco, desfasados en el espacio y en el tiempo, pueden ser captados a nivel de la superficie corporal midiendo la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo. La representación gráfica de la variación de dicha diferencia de potencial a lo largo del tiempo constituye el electrocardiograma. La señal registrada refleja la actividad eléctrica del corazón y presenta un comportamiento repetitivo en concordancia con los sucesivos ciclos cardíacos.

La detección de la actividad eléctrica se realiza mediante placas metálicas (electrodos) ubicados en distintos puntos del cuerpo, denominados derivaciones, para el caso específico del desarrollo de este proyecto se va a emplear la derivación DI correspondiente a las derivaciones bipolares del plano frontal.

**Figura 4.** Derivaciones Bipolares I, II y III.



Fuente: SANTAMARINA, Germán. SUAREZ, María. Consulta de difusión veterinaria: Electrocardiografía. Departamento de patología animal. Facultad de veterinaria de Lugo. p. 3.

### 2.4.9 Electrodo

Los electrodos son las placas metálicas que se colocan sobre la superficie corporal para realizar la detección de la actividad eléctrica del corazón. La ubicación de los mismos se efectúa en base a un sistema de derivaciones recomendado por la *Asociación Americana de Cardiología*. Los electrodos son transductores, que deben convertir las corrientes iónicas, las cuales son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas capaces de ser procesadas.

### 2.4.10 Interfaz electrodo piel

Cuando se pone en contacto un electrodo metálico sobre cualquier tejido, incluso sobre la piel aparentemente seca (pero en realidad humedecida por la secreción sudorípara), se produce un intercambio iónico entre el electrodo y la solución electrolítica que baña el tejido. Los iones se distribuyen formando una tenue capa que cubre la superficie del electrodo. Otra capa, adyacente y de signo opuesto, se constituye sobre el electrolito. Este fenómeno origina un efecto de pila o capacitor cargado, con la consiguiente aparición de una diferencia de potencial en la interfaz electrodo/electrolito, cuyo valor depende del tipo de metal, la concentración de iones, la temperatura y algunos otros factores secundarios.

Durante el desarrollo del proyecto se emplearon electrodos del tipo Ag/AgCl. Este tipo de electrodos fue introducido por d'Arsonval en el año 1880 en la búsqueda por desarrollar electrodos con la menor diferencia de potencial entre ellos, los

cuales se componen de plata (Ag) como material base, con un recubrimiento de AgCl (cloruro de plata) sobre la superficie que estará en contacto con la piel.

## **2.5 PRINCIPIOS DE EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL RESPIRATORIA**

### **2.5.1 Respiración en mamíferos**

Los mamíferos son un grupo muy heterogéneo de animales. La única característica que comparten todos los mamíferos, además de presentar todas las glándulas mamarias, es la de tener la respiración de tipo pulmonar. La función principal del sistema respiratorio es facilitar el transporte de gases, mediante la espiración y la inspiración del aire.

La inspiración es la entrada de aire en el sistema respiratorio que se da cuando se aumenta la capacidad pulmonar. La espiración es la salida de aire del sistema respiratorio asociada a una disminución de la capacidad pulmonar. Este ciclo respiratorio se repite entre 10 y 30 veces por minuto en perros, y entre 20 y 40 veces por minuto en gatos.

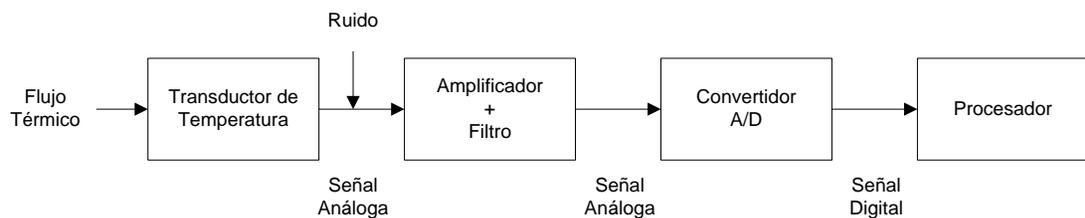
### **2.5.2 Obtención de la señal de respiración**

La utilidad y la validez de cualquier modelo de la mecánica pulmonar reposan exclusivamente en los datos experimentales sobre los que se basa. La apreciación de estos datos y la comprensión de la forma en que se obtuvieron, son por lo tanto vitales para una comprensión completa del propio modelo.

Los datos experimentales requeridos para la construcción de los modelos de la mecánica pulmonar generalmente consisten en presiones de gas, flujos y volúmenes. Estas variables se pueden medir en una variedad de sitios de todo el cuerpo. El sitio de medición más común es la entrada de las vías respiratorias (la nariz y la boca en un sujeto intacto, pero puede ser la entrada de la tráquea en animales de experimentación o pacientes que reciben ventilación mecánica). Sin embargo, otros sitios se han utilizado, por ejemplo, en la superficie del cuerpo, en el interior del esófago, e incluso dentro de los alvéolos individuales. En general, el aumento del número de lugares de medición simultánea permite un aumento en la complejidad de los modelos posibles que pueden ser identificados a partir de los datos resultantes. Por supuesto, esto tiene que ser equilibrado frente a las consideraciones prácticas y éticas.

La medición de una variable como el cambio de temperatura del flujo de aire en la respiración, se produce en una secuencia de pasos, como se representa en la Figura 5, comenzando con la propia variable y finalizando con los datos registrados. En primer lugar, se permite que los cambios de temperatura incidan en un transductor de temperatura, que es un dispositivo que convierte la señal térmica en una señal de tensión correspondiente. Esta está invariablemente acompañada por la adición de un poco de energía no deseada, llamada ruido, derivada de cualquier aspecto incontrolado del experimento. A continuación la señal de voltaje es acondicionada de alguna manera para eliminar el ruido. El acondicionamiento de señal generalmente se compone de amplificación y filtrado. Luego la señal es muestreada a intervalos de tiempo regulares mediante un convertidor analógico-digital (ADC). Este es un dispositivo electrónico que convierte un nivel de voltaje en una serie de datos digitales. Por último, la cadena resultante de enteros se almacena en un equipo hasta que pueda ser utilizada.

**Figura 5.** Escenario de medición de una señal de flujo térmico respiratorio convertida en un conjunto de datos para ser procesados.



### 2.5.3 Transducción de los cambios de temperatura del flujo oronasal

No hay tal cosa como un transductor perfecto, uno que produzca una representación de tensión perfectamente fiel de alguna variable de interés. Sin embargo, los transductores reales varían considerablemente en sus grados de imperfección. En algunos casos, un transductor puede ser de alta calidad, tal que sus imperfecciones pueden ser ignoradas sin consecuencia a las conclusiones científicas que se extraen de su uso. En otros casos, la tensión de salida de un transductor puede ser una representación severamente deformada de la variable de entrada que se pretende medir, requiriendo corregir la salida de alguna manera o desechar el transductor. Ello es crucial, en cualquier situación experimental, para comprender las imperfecciones de los transductores que se están utilizando para recopilar datos.

Al seleccionar un transductor para una aplicación particular, también es importante asegurarse de que tiene la resolución y el rango dinámico adecuados. Estas características determinan el cambio más pequeño en la variable que el transduc-

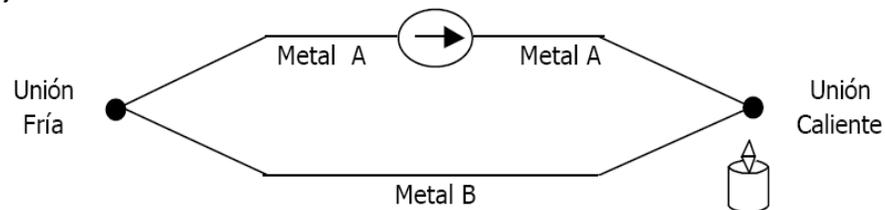
tor puede detectar, así como el cambio más grande que puede registrar sin saturarse.

La *American Academy of Sleep Medicine (AASM)*<sup>4</sup>, recomienda que en el monitoreo respiratorio un sensor térmico oronasal puede ser utilizado para detectar la ausencia de flujo de aire para identificar la interrupción de la respiración. Los sensores térmicos generalmente son un termistor o una termocupla. Un termistor es una resistencia variable que responde a cambios de temperatura, mientras que una termocupla está hecha de metales diferentes que generan una tensión variable en respuesta a fluctuaciones de temperatura. Se piensa generalmente que las termocuplas producen una señal más estable y que reaccionan mejor a los pequeños cambios en el flujo de aire. Anteriormente, los profesionales utilizaban un sensor de presión oronasal para registrar el flujo de aire, a menudo basados en preferencias personales. Las termocuplas son la elección de muchos laboratorios de sueño, ya que representan un equilibrio justo entre un transductor de presión y un termistor. La termocupla es pequeña y por lo general encaja bien en el paciente, y recoge tanto los flujos nasales y orales.

#### 2.5.4 Funcionamiento de la termocupla

La termocupla fue descubierta por Thomas Seebeck en 1831, quien descubrió que una corriente eléctrica fluía en un circuito cerrado de dos metales distintos cuando una de las uniones era calentada. La magnitud y dirección de la corriente son función de la diferencia de temperatura de las uniones y de las propiedades térmicas de los metales usados en el circuito. A este fenómeno se le conoce como efecto Seebeck.

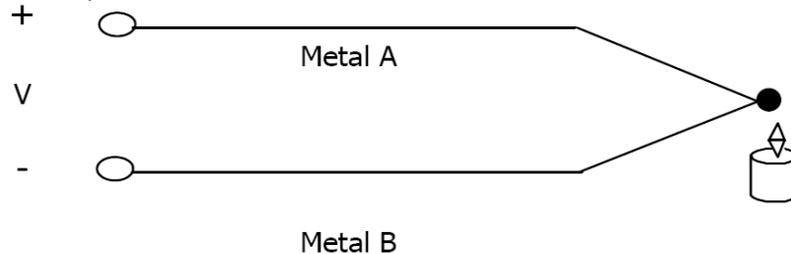
**Figura 6.** Flujo de corriente debido al Efecto Seebeck.



<sup>4</sup> American Academy of Sleep Medicine. New AASM Recommendations for Sensors: A Simple Guide for the Sleep Technologist [en línea].  
<<http://www.sleepdt.com/new-aasm-recommendations-for-sensors-a-simple-guide-for-the-sleep-technologist-j-scott-cardozo/>>

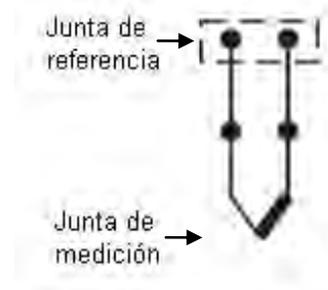
Si abrimos este circuito, obtenemos una diferencia de potencial pequeña (microvoltios), la cual es directamente proporcional a la temperatura de la unión y a la composición de los dos metales.

**Figura 7.** Diferencia de potencial debida al Efecto Seebeck.



Por lo tanto, una termocupla consiste en un par de conductores de diferentes metales o aleaciones (termopar o termoelementos), donde uno de los extremos, la junta de medición, está colocado en el lugar donde se ha de medir la temperatura, y los dos conductores (termoelementos) salen del área de medición y terminan en el otro extremo, la junta de referencia. Se produce entonces una fuerza electromotriz (fem) que es función de la diferencia de temperatura entre las dos juntas (Figura 8).

**Figura 8.** Esquema de una termocupla y su sistema de medición.



La fuerza electromotriz generada por el termopar está en función de la diferencia de temperatura entre la unión fría y la caliente, pero más específicamente, ésta es generada como un resultado de los gradientes de temperatura, los cuales existen a lo largo de la longitud de los conductores.

## **2.6 PRINCIPIOS DE EXTRACCIÓN DE LA SEÑAL DE TEMPERATURA**

### **2.6.1 Temperatura corporal en mamíferos**

Los mamíferos son animales endotérmicos, es decir, son capaces de producir por sí mismos el calor necesario para que las funciones orgánicas puedan llevarse a cabo sin depender de las condiciones ambientales como ocurre con los reptiles, que obtienen esta energía de fuentes externas como el sol (ectotermia).

Junto con las aves, son los únicos animales capaces de regular la temperatura de su organismo. El mecanismo de regulación de temperatura corporal, conocido como homeotermia, está mucho más desarrollado en los mamíferos, especialmente en aquellas órdenes que han sido sometidas a una mayor presión evolutiva. Así los mamíferos más primitivos, como la mayor parte de las aves, sólo son capaces de conseguirlo relativamente.

La temperatura normal de cada especie se mantiene dentro de un rango más o menos estable y que por norma general se halla entre los 34 y 39 °C. Y para conseguir esta estabilidad, los mamíferos se sirven de dos complejos mecanismos: la regulación de los movimientos musculares involuntarios y la activación y desactivación de los distintos procesos metabólicos en la medida que lo necesitan.

### **2.6.2 Termorregulación**

La termorregulación es la capacidad del cuerpo para regular su temperatura, dentro de ciertos rangos, incluso cuando la temperatura circundante es muy diferente. Los animales homeotermos tienen capacidad para regular su propia temperatura.

Tradicionalmente en Medicina Veterinaria se considera que la temperatura corporal normal en perros oscila entre 38.5 y 39°C, y la temperatura corporal en gatos oscila entre 38 y 39.5°C.

### **2.6.3 Obtención de la señal de temperatura**

En el pasado, se utilizaba un termómetro de vidrio lleno de mercurio para medir la temperatura corporal. Sin embargo los profesionales en medicina veterinaria

desaconsejan el uso de estos termómetros dado que el vidrio puede romperse y el mercurio es tóxico.

Las distintas partes del cuerpo presentan temperaturas distintas, debido principalmente a la temperatura ambiental, por lo tanto, la temperatura rectal es la más representativa de la temperatura en el interior del cuerpo y también es la más estable, por lo anterior, los termómetros electrónicos se utilizan y se recomiendan con más frecuencia, ya que la temperatura aparece en un lector digital y su sonda se pueden colocar fácilmente en el recto.

#### 2.6.4 Transducción de la temperatura

La medida de la temperatura se realiza con mucha frecuencia en instrumentación electrónica. Los transductores de temperatura más importantes son:

- **Termocupla:** se basan en la fuerza electromotriz creada en la unión de dos metales distintos por uno de sus extremos (efecto Seebeck). Cuando la unión se calienta aparece una diferencia de potencial entre los extremos libres. El efecto Seebeck recoge conjuntamente dos efectos: Peltier y Thomson. El efecto Peltier provoca la liberación o absorción de calor en la unión de dos metales distintos cuando circula una corriente a través de la unión. El efecto Thomson consiste en la liberación o absorción de calor cuando una corriente circula a través de un metal homogéneo en el que existe un gradiente de temperatura.
- **Detector de resistencia metálica (RTD):** se basan en la variación de la resistencia de un conductor con la temperatura. Se denominan también termoresistencias, sondas de resistencia, sondas termométricas o simplemente resistencias RTD. Las termoresistencias están constituidas por un hilo muy fino de un conductor metálico, bobinado entre capas de material aislante y protegido con un revestimiento de vidrio o de cerámica.
- **Termistor:** se basan en la variación de la resistencia de un semiconductor con la temperatura. En función de cómo varía la resistencia con la temperatura se clasifican en: Termistores de coeficiente de temperatura negativo (NTC), donde la resistencia disminuye al aumentar la temperatura y viceversa; y Termistores de coeficiente de temperatura positivo (PTC), donde la resistencia aumenta o disminuye al aumentar o disminuir respectivamente la temperatura.
- **Sensor de estado sólido:** los sensores de estado sólido basan su principio de funcionamiento en las características que presentan las uniones p-n de los semiconductores. Estos sensores tienen circuitos integrados de linealización

que producen una salida lineal proporcional a la temperatura. Se consiguen sensores de estado sólido analógicos y digitales. Una de las ventajas de estos sensores es su sencilla interfaz. Entre las desventajas se tienen su limitado rango de temperatura (hasta 150°C), necesitan alimentación y experimentan autocalentamiento.

Ningún transductor es el mejor en todas las situaciones de medida, por lo que tenemos que saber cuándo debe utilizarse cada uno de ellos. Como podemos ver, en la Tabla 2 se comparan los cuatro tipos de transductores de temperatura más utilizados, y se indican los factores que deben tenerse en cuenta: las prestaciones, el alcance efectivo, el precio y la comodidad.

**Tabla 2.** Ventajas y desventajas de los transductores de temperatura.

| SENSOR                    | VENTAJAS  | DESVENTAJAS  |
|---------------------------|---|--|
| <b>Termocupla</b>         | Amplio rango de temperatura.<br>Bajo costo<br>Robusto.  | No lineal.<br>Baja sensibilidad.<br>Necesita compensación en la unión de referencia.<br>Sujeto a ruido eléctrico.  |
| <b>RTD</b>                | Lineal.<br>Amplio rango de temperatura.<br>Sensibilidad alta.   | Respuesta lenta en el tiempo.<br>Costoso.<br>Requiere fuente de corriente.<br>Sensible a descargas eléctricas.   |
| <b>Termistor</b>          | Rápida respuesta en el tiempo.<br>Bajo costo.<br>Pequeño tamaño.<br>Gran cambio en la resistencia en función de la temperatura. | No lineal.<br>Requiere fuente de corriente.<br>Rango de temperatura limitado.<br>No es fácil de reemplazar sin recalibración.  |
| <b>Circuito Integrado</b> | Alta linealidad.<br>Bajo costo.<br>Sensores con salida digital.   | Rango limitado de temperatura.<br>Requiere fuente de voltaje o corriente.<br>Errores de autocalentamiento.<br>No tiene un buen acoplamiento térmico con el ambiente. |

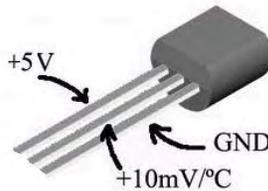
Fuente: IBRAHIM, Dogan. Microcontroller Based Temperature Monitoring and Control. Oxford: Elsevier Science, 2002. p. 58.

### 2.6.5 Sensor de estado sólido LM35

Para el desarrollo de este proyecto se eligió este tipo de sensor para adquirir la temperatura corporal, debido a su sencilla interfaz y su salida lineal, además su rango de temperatura es adecuado para la aplicación a desarrollar, ya que los valores de temperatura a adquirir no sobrepasan los 40°C.

El LM35 es un sensor de temperatura con una salida lineal de 10mV/1°C y un rango que abarca desde -55° a +150°C. El sensor se presenta en diferentes encapsulados pero el más común es el TO-92.

**Figura 9.** Sensor de estado sólido LM35 encapsulado TO-92.



### 3. DISEÑO Y DESARROLLO DEL DISPOSITIVO

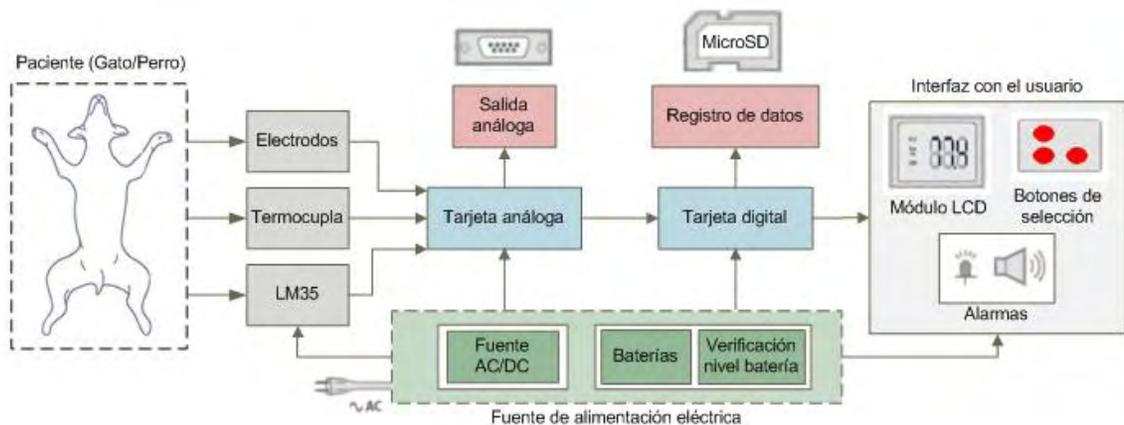
El Monitor de Signos Vitales desarrollado permite visualizar y almacenar los datos de frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y temperatura corporal, de pacientes (perros y gatos) bajo anestesia quirúrgica. El dispositivo visualiza los datos numéricos de estas variables mediante un display LCD alfanumérico, permitiendo una cómoda y rápida supervisión de los signos vitales del paciente.

Este dispositivo permite almacenar los valores digitales de las magnitudes fisiológicas del paciente durante la cirugía en una memoria Micro SD, otorgando la posibilidad de realizar un estudio posterior del avance de los signos vitales del paciente. Para acceder a esta información, se desarrolló un software que permite visualizar las gráficas de los datos adquiridos en función del tiempo.

La interfaz de usuario dispone de dos indicadores, uno audible y otro visual, que manifiestan la presencia de pulsos tanto en la señal cardiaca como en la señal respiratoria respectivamente. También cuenta con alarmas de sobrepaso de los límites del rango normal de las constantes fisiológicas del paciente, una audible para el sobrepaso del rango de Frecuencia Cardiaca y otra visual para el sobrepaso del rango de la Frecuencia Respiratoria. Para el establecimiento de las alarmas de acuerdo al paciente a intervenir, la interfaz de usuario cuenta con un menú de selección, el cual se configura mediante tres pulsadores.

En la siguiente figura se identifican los bloques principales del dispositivo, según se ha mencionado:

**Figura 10.** Diagrama de bloques del Monitor de Signos Vitales.



En el anterior diagrama de bloques se puede observar que el dispositivo cuenta con una salida análoga de datos, cuyo margen se encuentra entre 0 y 3.6V; esta interfaz permite visualizar la curva de las señales adquiridas por el Monitor de Signos Vitales, mediante un osciloscopio digital o una tarjeta de adquisición de datos.

El sistema puede ser energizado mediante una fuente de voltaje AC/DC dual de 5V o baterías recargables de 9V. Al utilizar baterías de 9V, es necesario regular este nivel de voltaje para energizar las etapas que conforman el sistema, y al mismo tiempo verificar el nivel de carga de las baterías.

El desarrollo del dispositivo se ha logrado mediante la finalización satisfactoria de las diferentes fases definidas en el cronograma de actividades. Para obtener un control más eficiente del cumplimiento de los objetivos, el proyecto se desarrolló de forma modular, fragmentando el diseño e implementación general del dispositivo en tres partes fundamentales, el desarrollo del circuito de adquisición de la señal cardiaca, el desarrollo del circuito de adquisición de la señal respiratoria y el desarrollo del circuito de adquisición de la señal de temperatura del paciente.

### 3.1 ADQUISICIÓN DE LA FRECUENCIA CARDIACA (FC)

Después de revisar la documentación pertinente, la cual establece las características que debe tener el dispositivo propuesto en este proyecto, se realizó un diseño e implementación del método de adquisición de la señal cardiaca, para posteriormente procesarla y obtener su frecuencia.

#### 3.1.1 Medición de la Frecuencia Cardiaca mediante ECG

**Figura 11.** Diagrama de bloques del sistema implementado para determinar la FC.



##### 3.1.1.1 Etapa de transducción

Los electrodos son las placas metálicas que se colocan sobre la superficie corporal para realizar la detección de la actividad eléctrica del corazón. Los electrodos son transductores, que deben convertir las corrientes iónicas, las

cuales son el mecanismo de conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos, en corrientes eléctricas capaces de ser procesadas por un amplificador de instrumentación.

**Figura 12.** Electrodo desechable Ag/AgCl.



Para verificar el comportamiento de los electrodos se realizaron pruebas con electrodos desechables Ag/AgCl (Plata/Cloruro de plata). Estos electrodos tienen un soporte en micropore con adhesivo hipoalergénico.

El sistema implementado consta de tres electrodos dispuestos sobre la piel en el área cercana al corazón, esto se hizo con el fin de colocar los sensores en una región apartada de las zonas en donde hay más actividad en las cirugías, para evitar que los electrodos y sus cables terminales obstruyan la labor del médico veterinario en la cirugía.

Para mejorar la conductividad, el Manual práctico de Electrocardiografía en pequeños animales<sup>5</sup> establece que la zona en donde se deben ubicar los electrodos no debe incluir pelos, por esta razón es necesario rasurar el área que van ocupar los electrodos.

**Figura 13.** Paciente rasurado.



<sup>5</sup> MONTOYA ALONSO, José. YNARAJA RAMIREZ, Enrique. Manual práctico de Electrocardiografía en pequeños animales. Barcelona: Elsevier, 2007. p. 9.

Para facilitar la conexión y desconexión de los electrodos, se utilizan cables terminales también denominados latiguillos, cada uno de estos se conecta a un electrodo y se identifica por un código de colores.

**Tabla 3.** Código de colores para la posición de los electrodos.

| Posición Electrodo | Color |
|--------------------|-------|
| Superior derecha   |       |
| Superior izquierda |       |
| Inferior izquierda |       |

Fuente: DALCAME. Grupo de Investigación Biomédica: Electrocardiografía. [en línea].  
<<http://www.dalcame.com/ecg.html>>

En la Tabla 3 se encuentra la posición del electrodo y el color de su cable terminal, con el fin de establecer un adecuado orden al ubicar los electrodos, para evitar cambios en la polaridad de la señal cardíaca.

**Figura 14.** Paciente con electrodos.

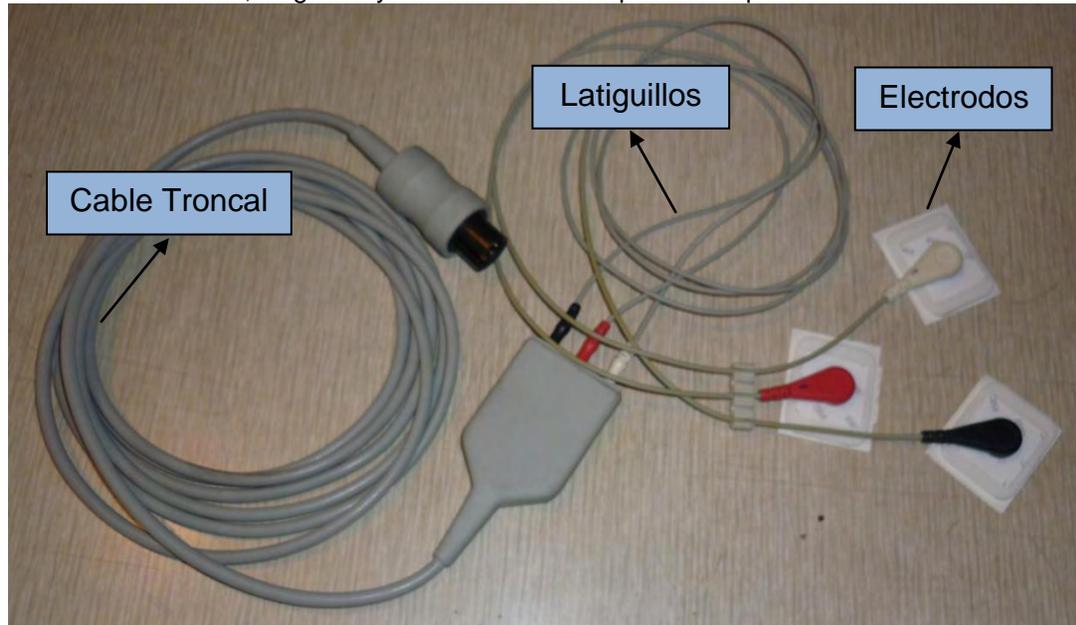


**Figura 15.** Electrodos y latiguillos.



Con el fin de proteger de la inducción electromagnética a los potenciales provenientes de los electrodos, los cables terminales se agrupan en un único cable denominado cable troncal, el cual le proporciona el blindaje necesario a la señal cardíaca.

**Figura 16.** Cable troncal, latiguillos y electrodos usados para la adquisición de la FC.

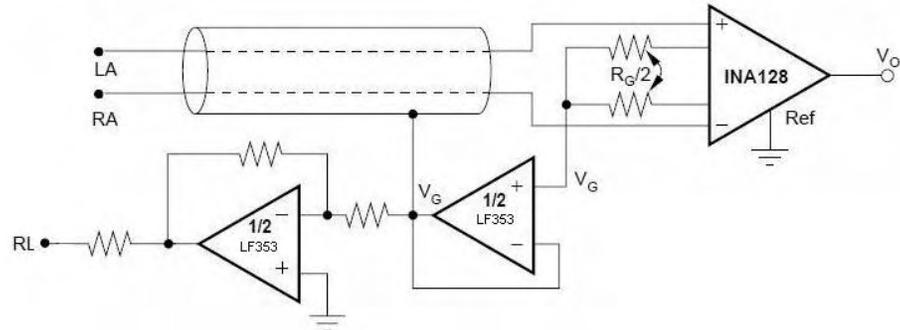


### 3.1.1.2 Etapa de amplificación

Los amplificadores de instrumentación deben satisfacer las siguientes especificaciones: impedancias de entrada de modos diferencial y común altas en extremo (infinitas en forma ideal); impedancia de salida muy baja (idealmente de cero); ganancia exacta y estable, por lo general en el rango de  $1V/V$  a  $10^3V/V$ ; y razón de rechazo por lo general extremadamente elevada. El cumplimiento de estas características se hace con el fin de amplificar señales de nivel bajo en presencia de un componente grande en modo común como es el caso de las señales bioeléctricas.

Para la primera etapa de amplificación se consideró la utilización del amplificador de instrumentación AD620 o el amplificador de instrumentación INA128, para tal fin se realizaron pruebas del funcionamiento con cada uno de los amplificadores sobre una protoboard, teniendo en cuenta el diagrama de conexiones presente en la Figura 17, el cual corresponde a un circuito amplificador de la señal ECG.

**Figura 17.** Diagrama del amplificador ECG con circuito integrado INA128.



Fuente: Texas Instruments. Hoja de especificaciones del amplificador de instrumentación INA128. p. 10.

Para observar el desempeño de los amplificadores de instrumentación AD620 y INA128, se estableció una señal de entrada de 10mV con la ayuda del generador de señales con frecuencias entre 1 a 60Hz. La salida del circuito amplificador de la señal ECG, se observó mediante un osciloscopio.

El diseño del circuito presente en la Figura 17 permite cambios en la ganancia con el cambio de un par de resistencias denominadas en el diagrama de conexiones como  $R_G$ , teniendo en cuenta la siguiente relación algebraica para el cálculo de dicha ganancia.

**Tabla 4.** Ganancia del amplificador de instrumentación.

| AD620                             | INA128                          |
|-----------------------------------|---------------------------------|
| $G = 1 + \frac{49,4K\Omega}{R_G}$ | $G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$ |

**Tabla 5.** Cálculo de las resistencias  $R_G$  para ganancias de 10 y 305.

| AD620            |                 | INA128           |                 |
|------------------|-----------------|------------------|-----------------|
| <b>G=10V/V</b>   | <b>G=305V/V</b> | <b>G=10V/V</b>   | <b>G=305V/V</b> |
| $R_G=5.4K\Omega$ | $R_G=164\Omega$ | $R_G=5.4K\Omega$ | $R_G=164\Omega$ |

Como se observa en la Figura 17, la resistencia  $R_G$  está compuesta de un par de resistencias en serie, por tal motivo se establecieron los valores de  $R_G$  en la Tabla 5 de acuerdo a valores comerciales, para facilitar la implementación del circuito.

La primera prueba se realizó estableciendo la ganancia en 10V/V, para ambas configuraciones. Al utilizar el amplificador de instrumentación AD620, se observa que la señal de salida presenta mayor interferencia que la observada a la salida del circuito implementado con un amplificador INA128, además al aumentar la ganancia en el AD620, la señal de salida presenta mayor interferencia, caso contrario a la utilización del amplificador INA128, el cual presenta una mejor respuesta con una ganancia de 305V/V. Con base a lo anterior se establece el uso

del amplificador de instrumentación INA128 con una ganancia de 305V/V utilizando el circuito de la Figura 17.

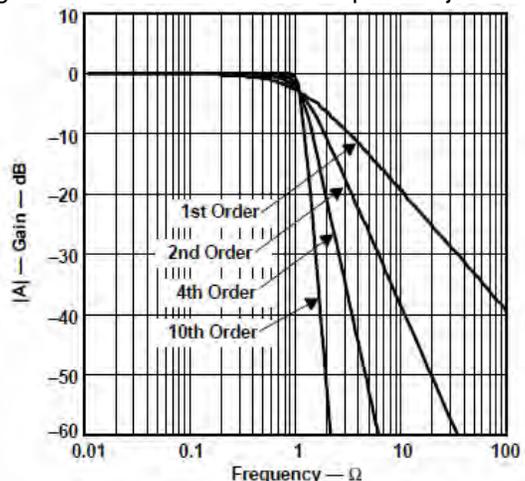
### 3.1.1.3 Etapa de filtrado

Teniendo en cuenta que el espectro de componentes de la señal ECG se encuentra entre 0.05Hz y 150Hz, pero las componentes que aportan con mayor amplitud a la señal están dentro del intervalo de 0.05Hz a 40Hz, se establece la elaboración de una etapa de filtrado dentro de este rango.

Para tal fin, primero se implemento un filtro pasa bajas Butterworth de segundo orden con frecuencia de corte en 40Hz. Para probar el funcionamiento de este circuito se hizo uso de un generador de señales y un osciloscopio, con el propósito de observar el comportamiento del filtro en frecuencias cercanas a la frecuencia de corte. Las observaciones realizadas permitieron establecer que el circuito no atenúa significativamente la señal después de los 50Hz, lo cual no era conveniente debido a que es necesario filtrar la interferencia producida por la red eléctrica (60Hz). Para corregir este problema se decidió aumentar el orden de este filtro a uno de cuarto orden ya que de esta manera se obtiene un mayor rechazo a frecuencias mayores a la de corte.

La Figura 18, muestra la respuesta de ganancia de filtros Butterworth pasa bajas de diferentes ordenes con respecto al eje de la frecuencia normalizada,  $\Omega$  ( $\Omega=f/f_c$ ); cuanto mayor sea el orden del filtro, más plana será la banda de paso.

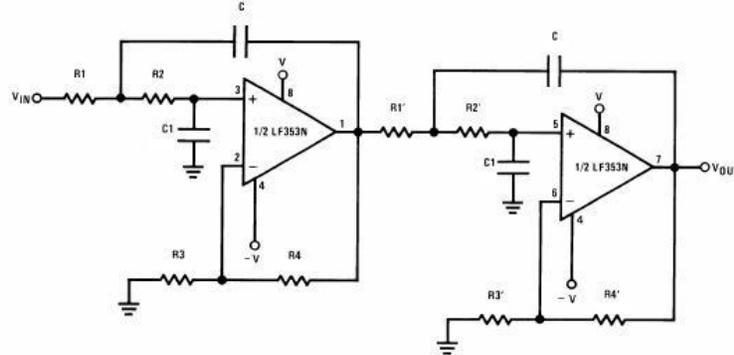
**Figura 18.** Respuestas de ganancia del filtro Butterworth pasa bajas.



Fuente: KUGELSTADT, Thomas. Op Amps for Everyone: Active Filter Design Techniques. Texas Instruments. p. 6 [en línea].  
< <http://www.ti.com/lit/ml/sloa088/sloa088.pdf> >

El diagrama de conexiones del filtro pasa bajas Butterworth de cuarto orden que se implementó se muestra en la Figura 19.

**Figura 19.** Diagrama de conexiones filtro pasa bajas Butterworth de 4<sup>o</sup> orden.



Fuente: Texas Instruments. Hoja de especificaciones del amplificador operacional LF353. p. 10 [en línea].  
 < <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf353-n.pdf> >

Para determinar los parámetros del filtro Butterworth pasa bajas se consideraron las siguientes expresiones algebraicas, las cuales establecen una relación entre la frecuencia de corte y los parámetros de los componentes que conforman el circuito.

$$f_c = \sqrt{\frac{1}{R_1 R_2 C C_1}} \cdot \frac{1}{2\pi} = \sqrt{\frac{1}{R_1' R_2' C C_1}} \cdot \frac{1}{2\pi} \quad \text{Ecuación 1.}$$

$$H_o = (1 + R_4/R_3)(1 + R_4'/R_3') \quad \text{Ecuación 2.}$$

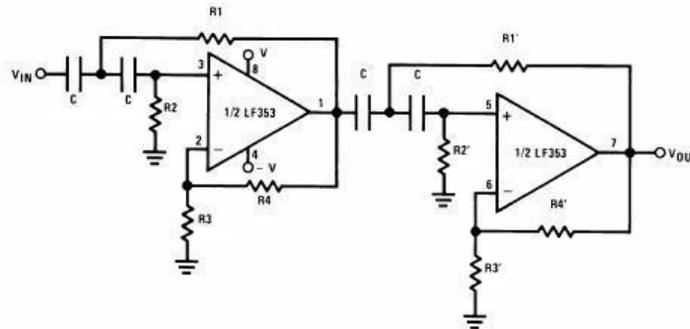
La ecuación 1, permite establecer la frecuencia de corte de acuerdo a los valores de resistencia y capacitancia de los elementos utilizados. La ecuación 2, permite calcular la ganancia de las componentes de frecuencia que el filtro no atenúa.

**Tabla 6.** Valores de las resistencias y capacitancias para el filtro pasa bajas.

| Valores comerciales de los elementos utilizados |       |
|---|-------|
| R <sub>1</sub>                                  | 100KΩ |
| R <sub>1</sub> '                                | 100KΩ |
| R <sub>2</sub>                                  | 62KΩ  |
| R <sub>2</sub> '                                | 62KΩ  |
| R <sub>3</sub>                                  | 15KΩ  |
| R <sub>3</sub> '                                | 15KΩ  |
| R <sub>4</sub>                                  | 15KΩ  |
| R <sub>4</sub> '                                | 15KΩ  |
| C=C <sub>1</sub>                                | 47nF  |

Teniendo en cuenta que el límite inferior del rango de las componentes en frecuencia de la señal cardiaca corresponde a 0.05HZ, se decidió implementar un filtro pasa altas con frecuencia de corte en 0.05Hz. Para la implementación de este filtro se decidió utilizar el diagrama de conexiones de un filtro Butterworth pasa altas de 4º orden (Figura 20).

**Figura 20.** Diagrama de conexiones filtro pasa altas Butterworth de 4º orden.



Fuente: Texas Instruments. Hoja de especificaciones del amplificador operacional LF353. p. 11 [en línea].  
< <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf353-n.pdf>>

Para establecer los parámetros del filtro Butterworth pasa altas se consideraron las siguientes expresiones algebraicas, las cuales establecen una relación entre la frecuencia de corte y los parámetros de los componentes que conforman el circuito.

$$f_c = \sqrt{\frac{1}{R_1 R_2 C C_1}} \cdot \frac{1}{2\pi} = \sqrt{\frac{1}{R_1' R_2' C C_1}} \cdot \frac{1}{2\pi} \quad \text{Ecuación 3.}$$

$$H_o = (1 + R_4/R_3)(1 + R_4'/R_3') \quad \text{Ecuación 4.}$$

La ecuación 3, permite establecer la frecuencia de corte de acuerdo a los valores de resistencia y capacitancia de los elementos utilizados. La ecuación 4, permite calcular la ganancia de las componentes de frecuencia que el filtro no atenúa.

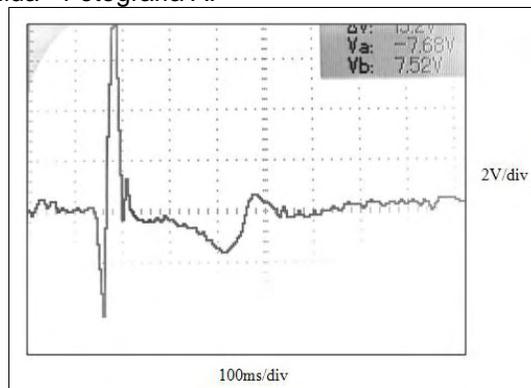
**Tabla 7.** Valores de las resistencias y capacitancias para el filtro pasa altas.

| Valores comerciales de los elementos utilizados |       |
|---|-------|
| R <sub>1</sub>                                  | 1.5MΩ |
| R <sub>1</sub> '                                | 1.5MΩ |
| R <sub>2</sub>                                  | 1.5MΩ |
| R <sub>2</sub> '                                | 1.5MΩ |
| R <sub>3</sub>                                  | 15KΩ  |
| R <sub>3</sub> '                                | 15KΩ  |
| R <sub>4</sub>                                  | 15KΩ  |
| R <sub>4</sub> '                                | 15KΩ  |
| C   | 2.2uF |

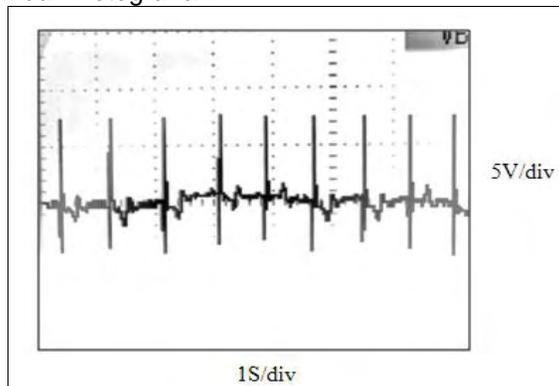
Al culminar el desarrollo de esta etapa de filtrado, se obtiene un circuito que permite el filtrado de la señal mediante la combinación de un filtro pasa bajas Butterworth de cuarto orden con frecuencia de corte en 40Hz conectado a la entrada de un filtro pasa altas Butterworth de cuarto orden con frecuencia de corte de 0.05Hz, obteniendo finalmente un filtrado de la señal ECG en un intervalo de 0.05Hz a 40Hz.

A continuación se procede a conectar el circuito amplificador de ECG con la etapa de filtrado, y se realiza el registro de la señal obtenida mediante un osciloscopio digital, el cual lo podemos observar en las figuras Figura 21 y Figura 22.

**Figura 21.** Señal ECG obtenida - Fotografía A.



**Figura 22.** Señal ECG obtenida - Fotografía B.

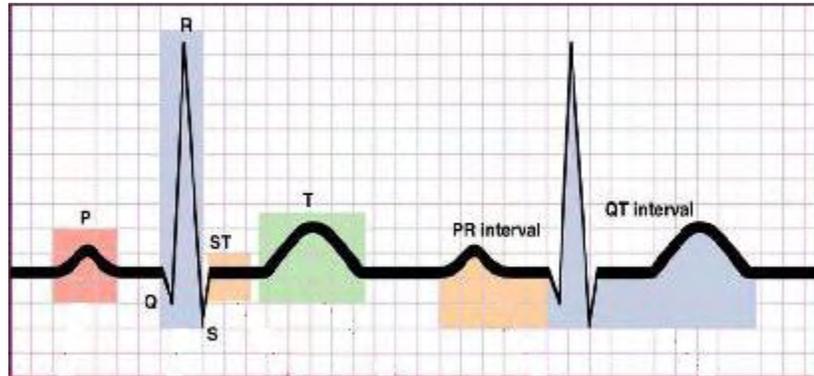


#### **3.1.1.4 Comparador de tensión**

Al observar las figuras Figura 21 y Figura 22, que corresponden a la señal ECG obtenida, podemos notar que se caracterizan por presentar un pico (onda R) relativamente alto con respecto a los demás niveles que presenta esta señal, por

lo tanto es pertinente implementar un detector de umbral que permita binarizar la señal, para posteriormente poder determinar la frecuencia cardiaca.

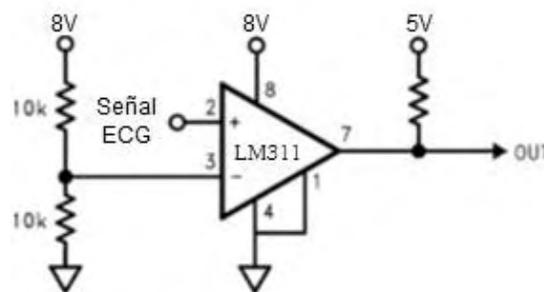
**Figura 23.** Señal ECG característica.



Fuente: DALCAME, Grupo de Investigación Biomédica. Electrocardiografía. [en línea].  
< <http://www.dalcame.com/ecg.html>>

Debido a lo anterior se decidió implementar un circuito comparador de voltaje con un umbral de 4 voltios, cuyo funcionamiento consiste en generar una señal de cero voltios en la salida cuando en la entrada se presenten valores de voltaje inferiores al del umbral, y presentará 5 voltios a la salida cuando la señal de entrada supere el umbral. En la Figura 24 podemos observar el diagrama de conexiones de la etapa del comparador de tensión.

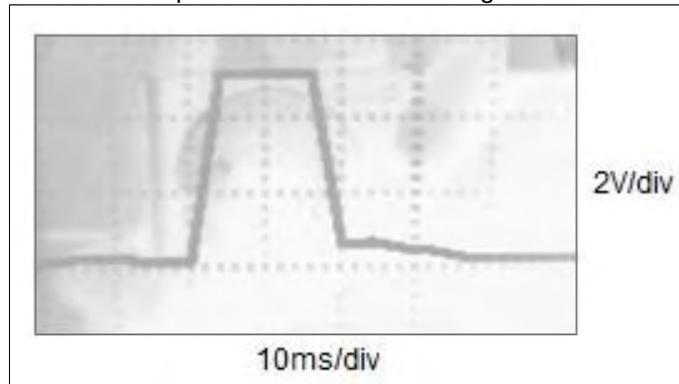
**Figura 24.** Circuito comparador de tensión.



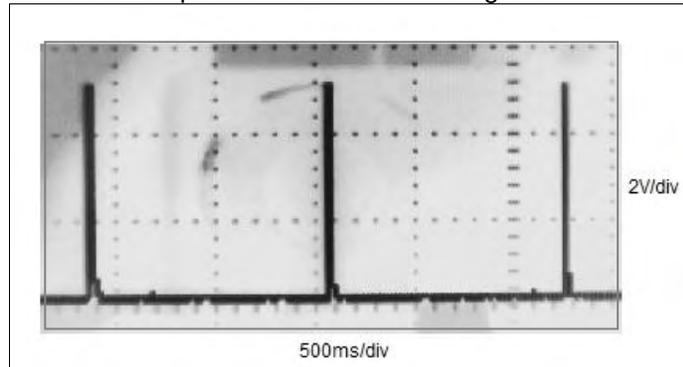
Fuente: National Semiconductor. Hoja de especificaciones LM311. Voltage comparator. p.13. [en línea].  
< <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm311-n.pdf>>

Las siguientes imágenes corresponden a la señal obtenida a la salida de la etapa del comparador de tensión, etapa que fue previamente conectada con la etapa de instrumentación y filtrado.

**Figura 25.** Señal de salida del comparador de tensión – Fotografía A.



**Figura 26.** Señal de salida del comparador de tensión – Fotografía B.

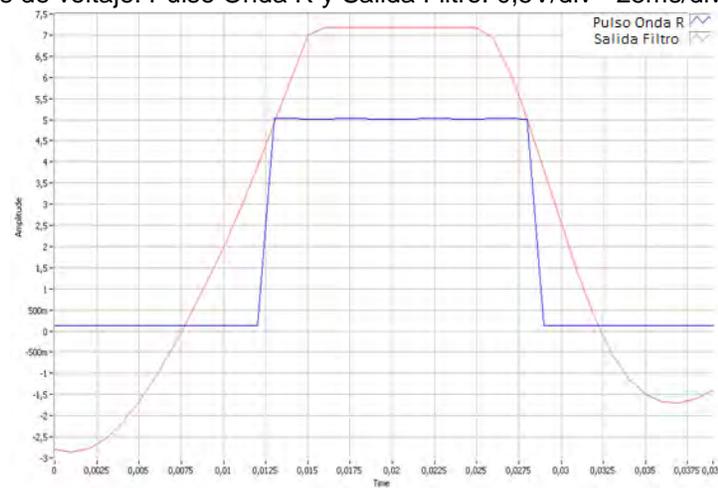


### 3.1.1.5 Etapa de procesamiento

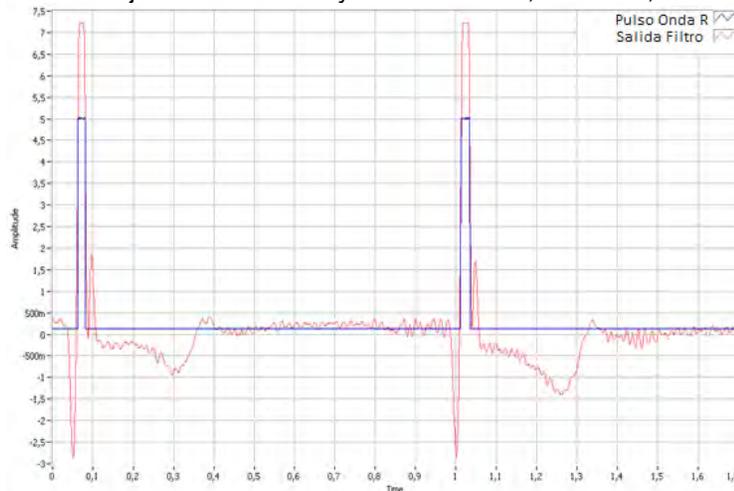
Para estimar el valor de la frecuencia cardiaca, se implemento un sistema que calcula y visualiza el valor de dicha frecuencia a partir de la señal de salida de la etapa comparadora.

Para iniciar el desarrollo de esta etapa, se tiene en cuenta que se pretende procesar una señal digital correspondiente a la presencia de una onda R en la señal ECG (Pulso Onda R), señal que se obtiene a la salida de la etapa comparadora, la cual varía entre 0 y 5V, y presenta un nivel de 5V cuando la señal a la salida del filtro es superior a 4V, y para niveles inferiores a 4V presenta un nivel de 0V (ver Figura 27).

**Figura 27.** Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div - 25ms/div.



**Figura 28.** Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div - 0,1s/div.



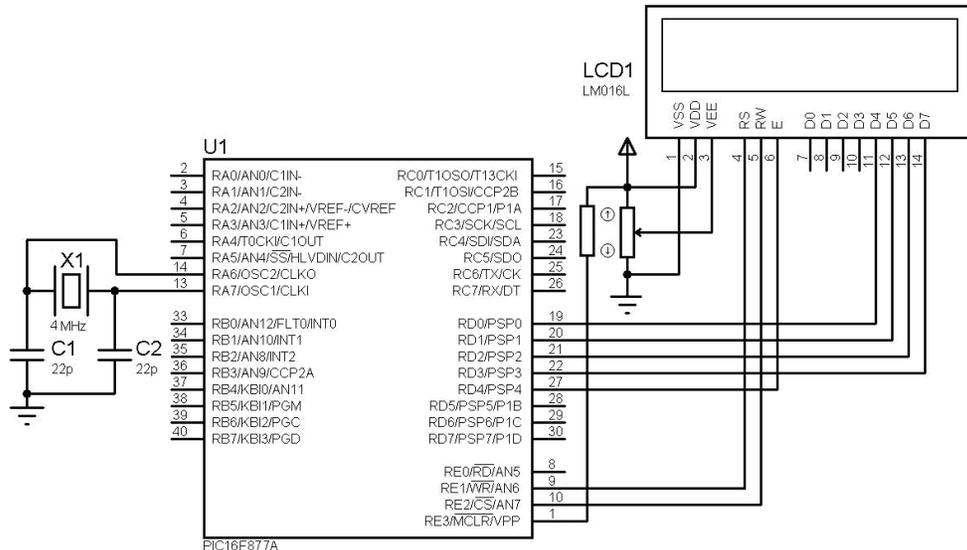
Como se observa en la Figura 27 y en la Figura 28, el nivel de 5V a la salida del comparador se produce cuando hay presencia de una onda R, por lo tanto dado éste comportamiento a la salida del comparador, es posible inferir que si se logra determinar el tiempo que existe entre cada pulso y a este se le realiza la operación aritmética correspondiente se obtiene la frecuencia cardiaca ya sea en Latidos Por Minuto (LPM), o en Latidos Por Segundo (LPS).

### 3.1.1.5.1 Principales componentes del sistema de cálculo y visualización

Partiendo de la necesidad de implementar un sistema que mida el tiempo entre cada pulso, y a partir de este tiempo se calcule e indique la frecuencia cardiaca en LPM, se consideró el empleo de un microcontrolador PIC16F877A y un módulo

LCD 20x4 como componentes hardware para esta etapa, el diagrama de conexiones de estos dos componentes se muestra a continuación:

**Figura 29.** Diagrama de conexiones del microcontrolador PIC16F877 y el módulo LCD 20x4.



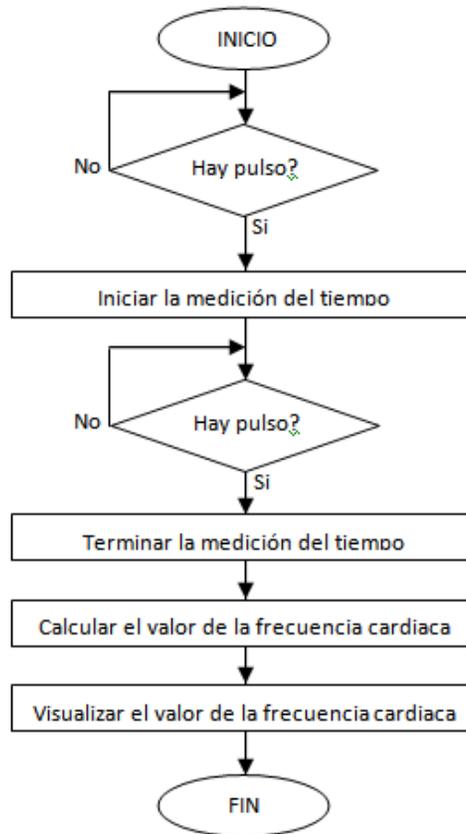
La decisión de usar estos componentes, se la tomo teniendo en cuenta las prestaciones que estos ofrecen.

### 3.1.1.5.2 Establecimiento del algoritmo para el cálculo de F.C.

Como se busca que el sistema mida el tiempo entre cada pulso de la señal de entrada, dos acciones fundamentales que debe realizar el sistema son: la detección de un pulso y la detección de un pulso consecutivo, estas dos acciones son los puntos de partida y de finalización respectivamente de la medición del tiempo que el sistema debe realizar. Una vez se haya medido el tiempo entre dos pulsos consecutivos el sistema debe realizar el cálculo del valor de la frecuencia cardiaca en LPM, el siguiente paso será la visualización del valor de la frecuencia cardiaca en el módulo LCD.

Partiendo del proceso mencionado en el párrafo anterior se establece el siguiente diagrama de flujo que indica las funciones que debe realizar el sistema para determinar el valor de la frecuencia cardiaca a partir de dos pulsos consecutivos de la señal Pulso Onda R:

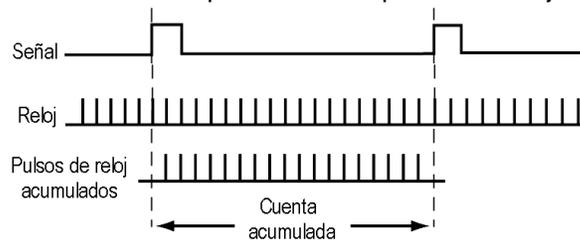
**Figura 30.** Diagrama de flujo del algoritmo para el cálculo de la F.C.



### 3.1.1.5.3 Medición del periodo de la Señal Pulso Onda R

Un método alternativo para calcular la frecuencia de una señal es medir el tiempo entre dos repeticiones y luego calcular la frecuencia. Considerando las características de la Señal Pulso Onda R y teniendo en cuenta que es posible medir el tiempo de una señal a partir de una señal de reloj como se ilustra en la Figura 31, se presenta la necesidad de generar una señal de reloj.

**Figura 31.** Medida de un intervalo de tiempo a través de pulsos de reloj.



La señal de reloj se generó con ayuda del microcontrolador PIC16F877A, haciendo uso del TMR0 en modo temporizador. Las ventajas presentadas con la implementación de este sistema con respecto a circuitos externos generadores de señal de reloj, consisten en la reducción del espacio ocupado, y la disminución del consumo de corriente del sistema (menor carga para la fuente de alimentación).

Habiendo decidido generar la señal por software, se creó un programa para que el microcontrolador PIC16F877A detecte cuando la Señal Pulso Onda R pase a nivel alto, una vez se detecta este nivel alto, el microcontrolador activa al TMR0 como temporizador y un contador registra la cantidad de pulsos de la señal de reloj hasta que se produzca el siguiente nivel alto en esta señal, una vez se produce el nivel alto, el microcontrolador envía el número de muestras acumuladas al módulo LCD.

Como se espera determinar el valor de la frecuencia cardiaca en Latidos Por Minuto (LPM), se tiene en cuenta la siguiente expresión:

$$LPM = \frac{100Hz \times 60s / 1min}{\text{Número de muestras}} \quad \text{Ecuación 5.}$$

El factor 100Hz en la expresión corresponde a la frecuencia de la señal de reloj, el factor de 60s/1min, es para dar el valor de la frecuencia cardiaca en LPM, y el término *Número de muestras*, corresponde a la cantidad de pulsos de reloj acumulados entre dos pulsos consecutivos de la Señal Pulso Onda R.

#### **3.1.1.5.4 Verificación de la medición del periodo de la señal**

Para comprobar que tan preciso es el sistema en el cálculo del tiempo, se planteó un método práctico que consiste en realizar una comparación entre el tiempo que indica una tarjeta de adquisición de datos entre dos pulsos consecutivos, y el valor de tiempo que proporciona el sistema a través del módulo LCD.

A la tarjeta de adquisición se introducen dos señales, una es la que está a la salida de la etapa de filtrado (denominada Salida Filtros) y la otra es la que está a la salida del comparador (denominada Pulso Onda R). Se decidió adquirir la señal de salida de los filtros con el fin de constatar que los niveles altos en la Señal Pulso Onda R se presentan cuando la señal ECG presenta un intervalo R y no corresponden a movimientos de los electrodos.

El programa del microcontrolador se configuró de tal manera que mida e indique el tiempo entre dos pulsos consecutivos, luego de energizar el microcontrolador o al aplicar 0V en el pin  $\overline{MCLR}$  (reinicio).

La toma de los datos se realizó de la siguiente manera:

1. Reiniciar el microcontrolador con ayuda de un pulsador.
2. Observar cuando produce un dato el modulo LCD.
3. Reiniciar el microcontrolador y adquirir las señales simultáneamente.
4. Guardar la grafica obtenida de las señales y tomar nota del valor calculado por el sistema.

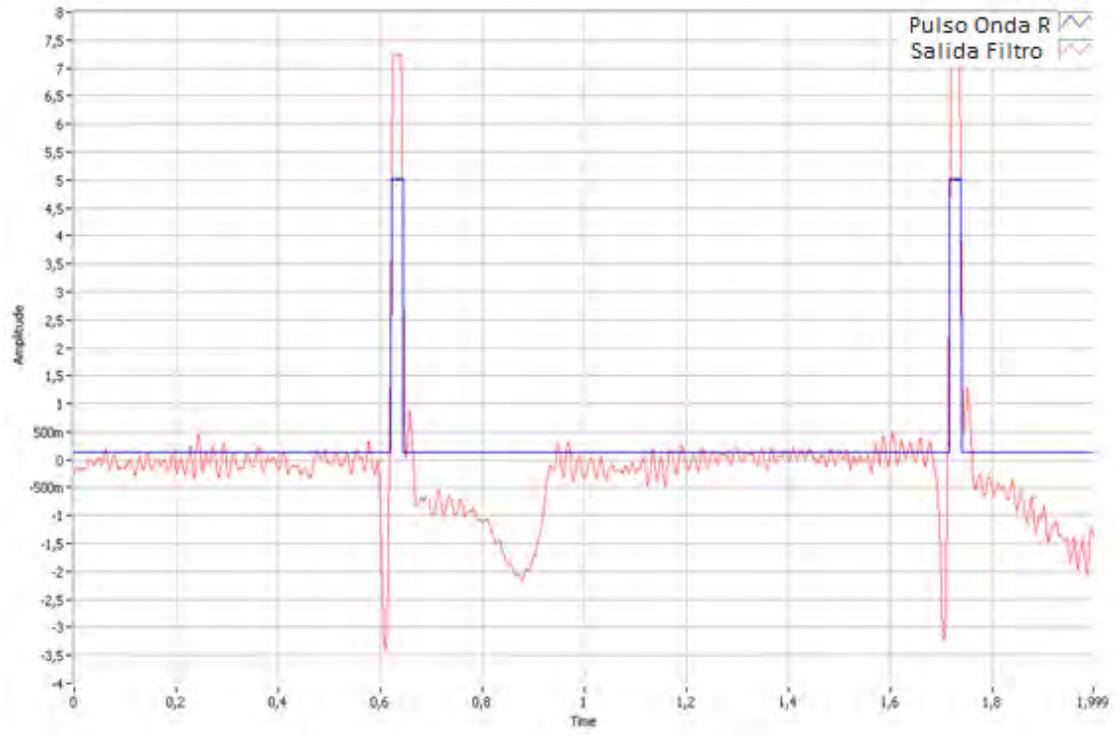
Los valores registrados por el sistema se indican en la siguiente tabla, la columna *Número de muestras* corresponde a las muestras registradas por el sistema entre dos pulsos consecutivos.

**Tabla 8.** Valores de tiempo registrado por el sistema implementado.

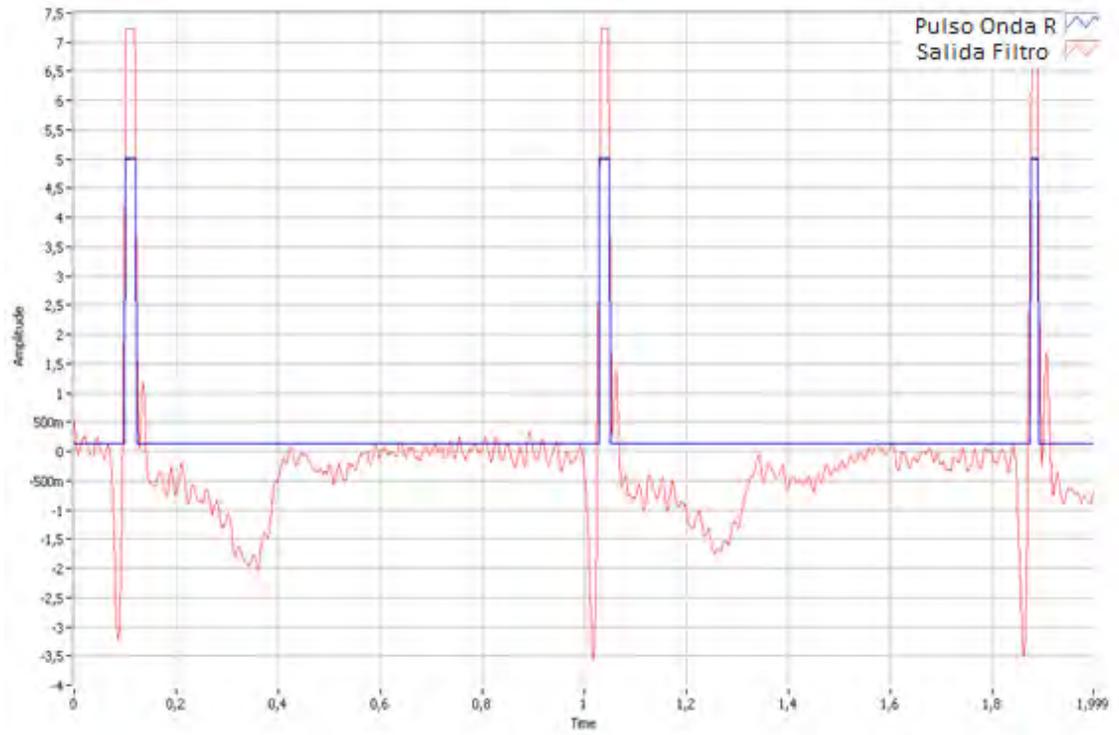
| Toma | Número de muestras | Tiempo (s) |
|------|--------------------|------------|
| 1    | 110                | 1,1        |
| 2    | 93                 | 0,93       |
| 3    | 130                | 1,3        |
| 4    | 106                | 1,06       |
| 5    | 100                | 1          |
| 6    | 95                 | 0,95       |
| 7    | 87                 | 0,87       |
| 8    | 95                 | 0,95       |
| 9    | 85                 | 0,85       |
| 10   | 108                | 1,08       |

A continuación se muestran las imágenes que se obtuvieron en las tomas, para que el lector pueda corroborar la aproximación de la medida del sistema con los valores de la Tabla 8:

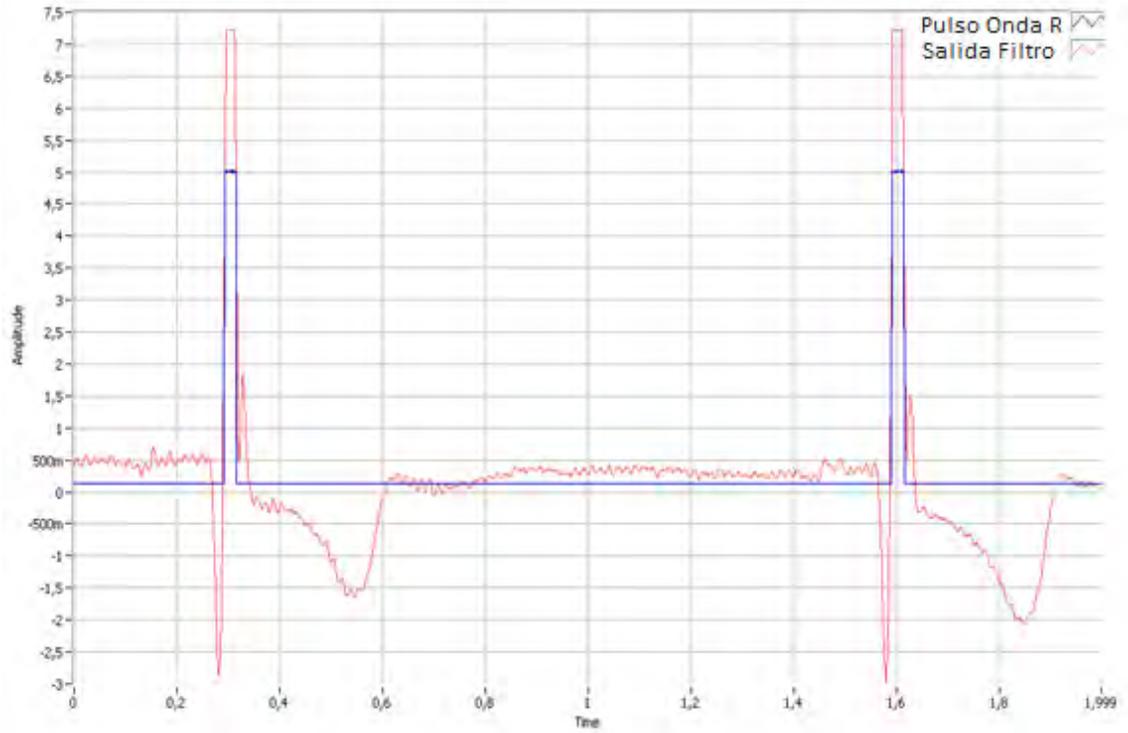
**Figura 32.** Toma 1. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div.



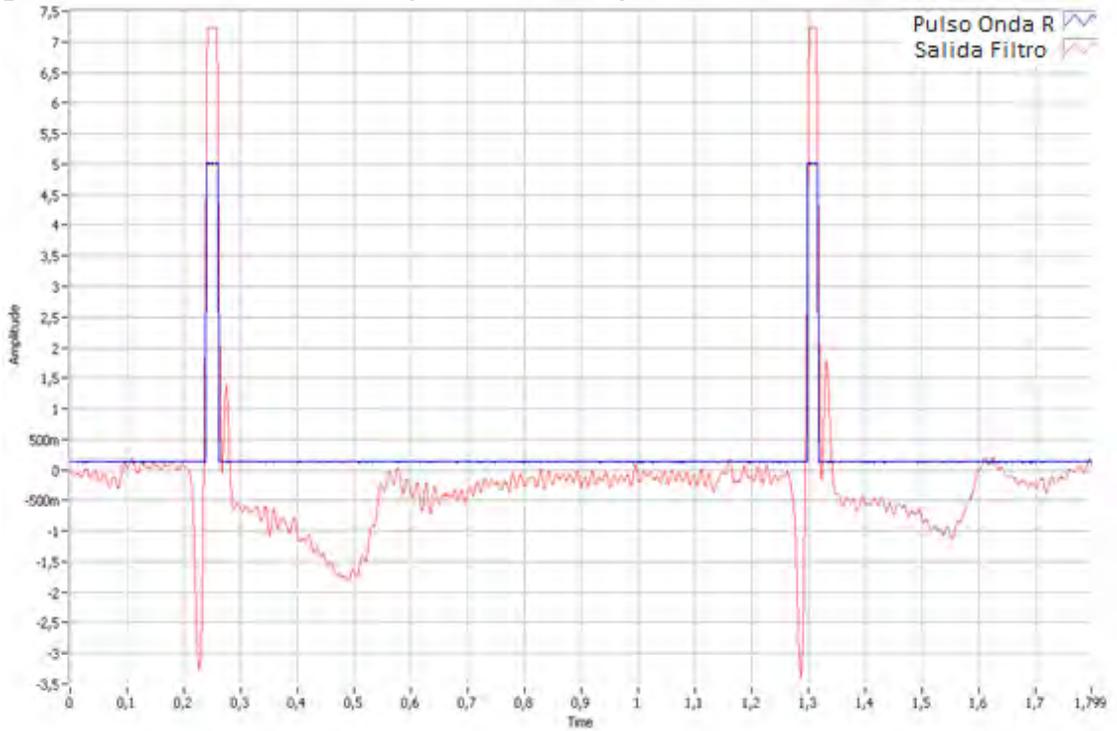
**Figura 33.** Toma 2. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div.



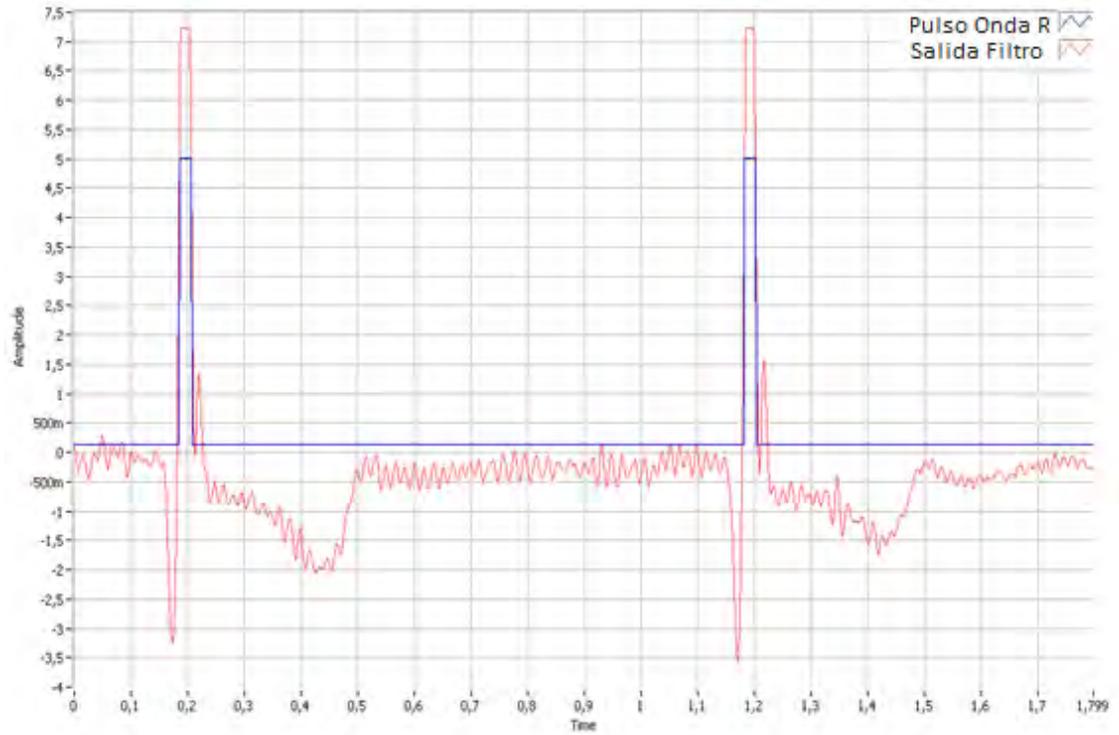
**Figura 34.** Toma 3. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div.



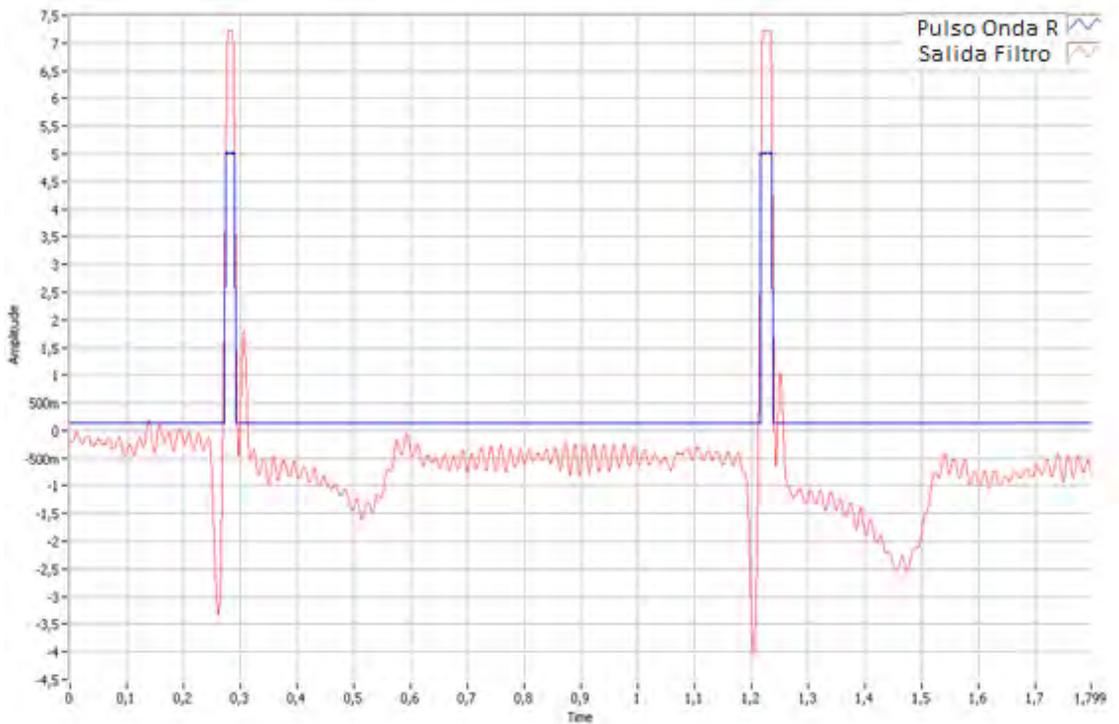
**Figura 35.** Toma 4. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,2s/div.



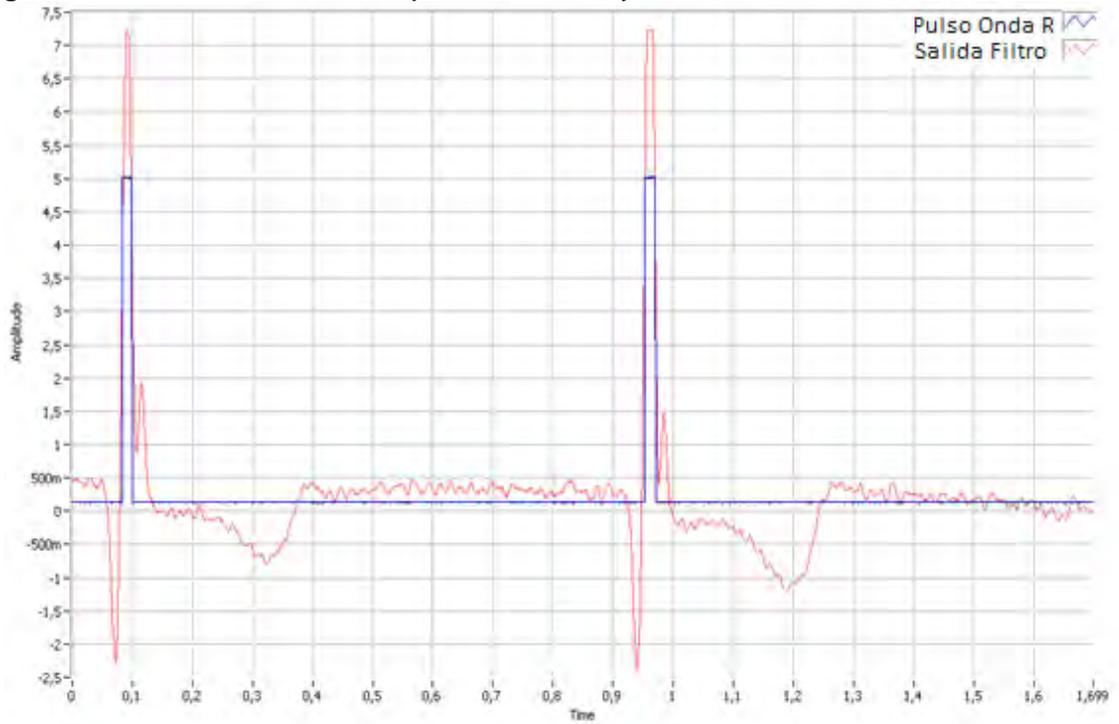
**Figura 36.** Toma 5. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div.



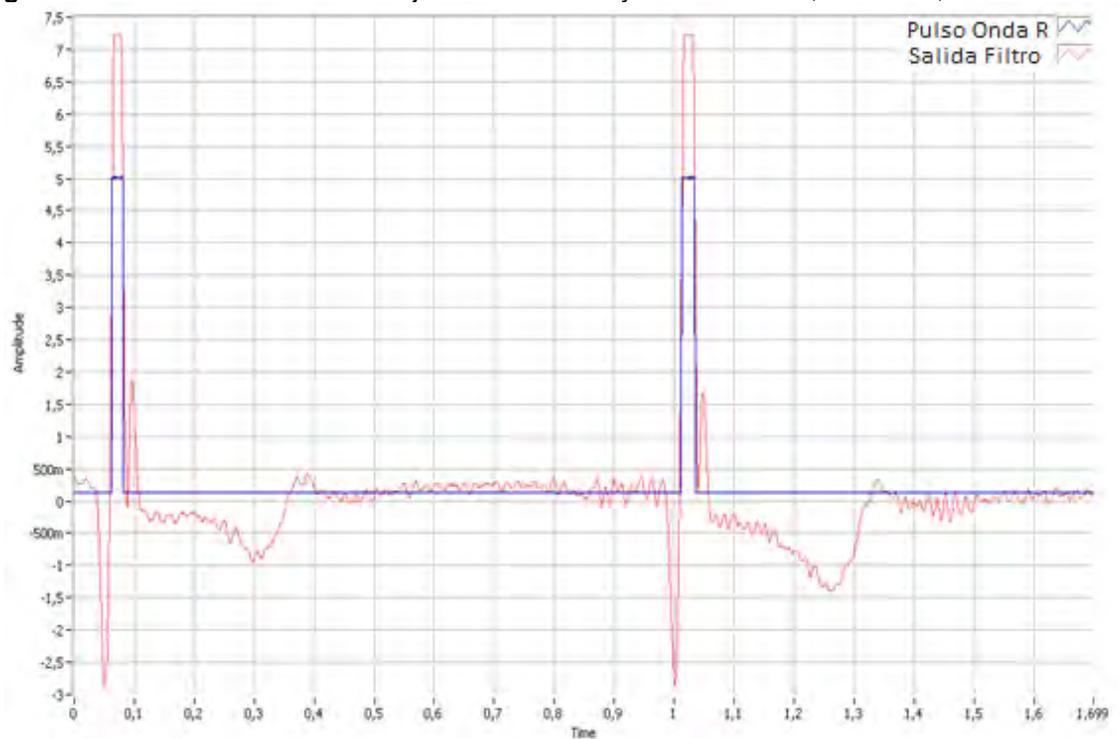
**Figura 37.** Toma 6. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div.



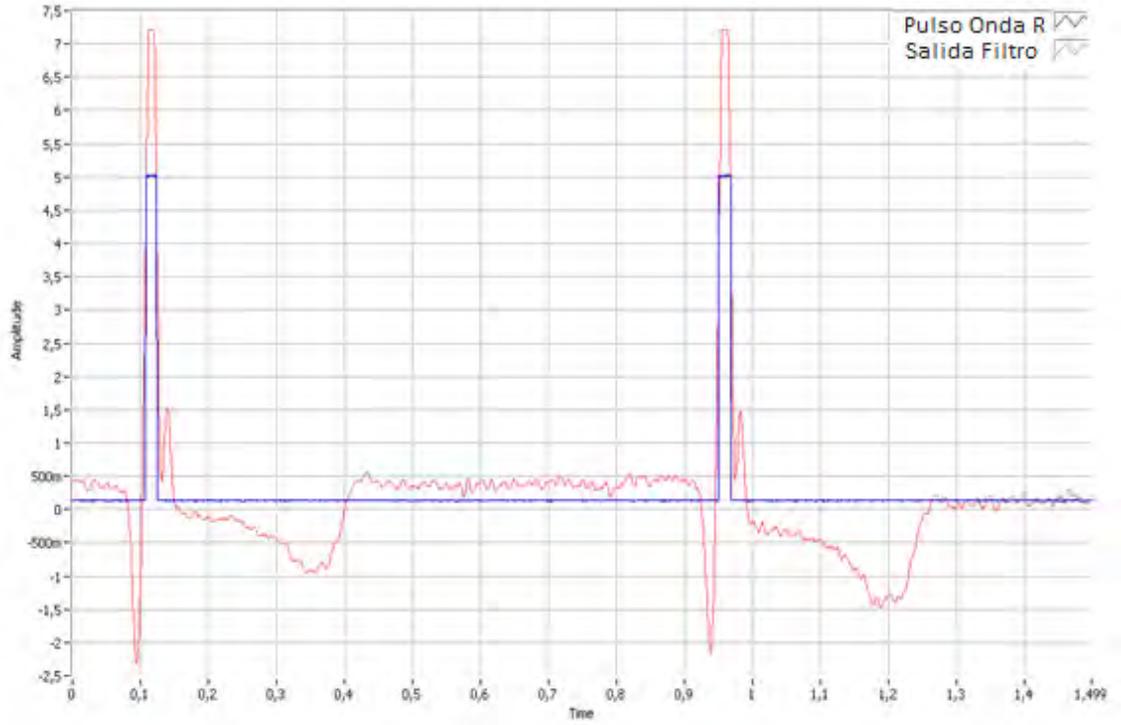
**Figura 38.** Toma 7. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div.



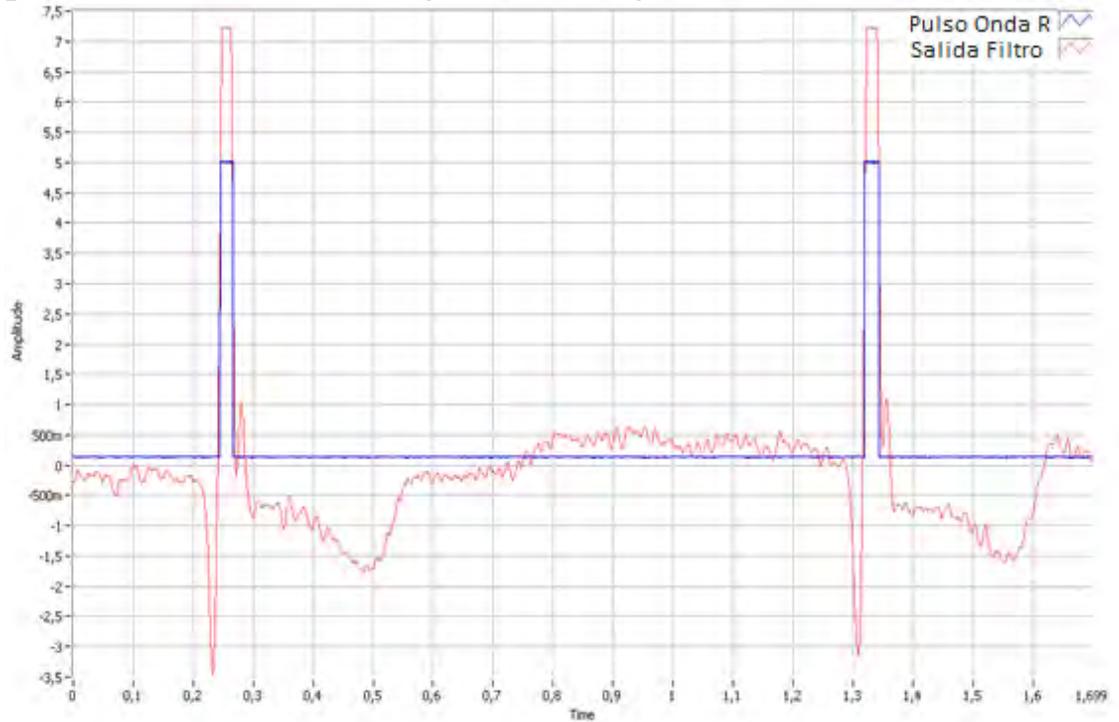
**Figura 39.** Toma 8. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div.



**Figura 40.** Toma 9. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div.



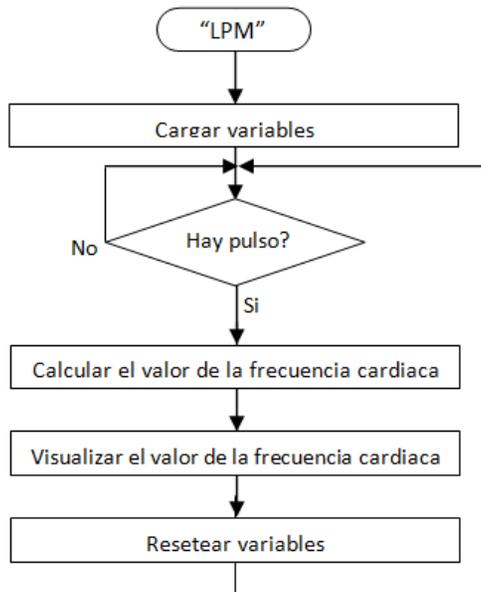
**Figura 41.** Toma 10. Señales de voltaje: Pulso Onda R y Salida Filtro. 0,5V/div – 0,1s/div.



### 3.1.1.5.5 Algoritmo para la determinación de Latidos Por Minuto (LPM)

En cuanto a la elaboración de la etapa digital del dispositivo medidor de frecuencia cardiaca, se diseñó un programa que realiza la medida del tiempo entre dos pulsos consecutivos de la Señal Pulso Onda R, con el fin de estimar el valor de LPM a partir de esta medida de tiempo, y así poder visualizar el valor de la Frecuencia Cardiaca en el modulo LCD. Este proceso se realiza de manera cíclica para garantizar una monitorización continua.

**Figura 42.** Diagrama de flujo para el cálculo y visualización de LPMs de forma cíclica.

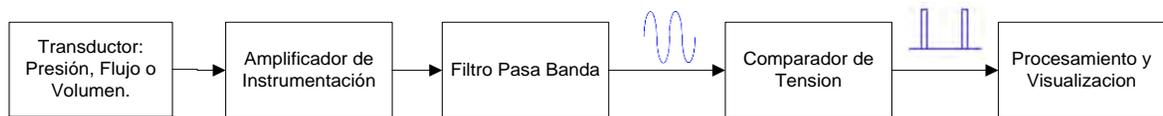


Para calcular la frecuencia cardiaca el programa se basa en una división de una constante (6000 muestras/minuto) entre el número de muestras de tiempo entre dos pulsos consecutivos; debido a que el cálculo de la FC se hace inmediatamente después de percibir un pulso, al encender el microcontrolador y captar el primer pulso, el número de muestras de tiempo sería cero, lo cual generaría un bucle infinito en la sección *calcular el valor de la frecuencia cardiaca*, puesto que para calcular la frecuencia cardiaca el programa realizaría una división entre cero. Para evitar dicho inconveniente se creó la sección *cargar variables*, la cual se ejecuta para cargar un valor de 75 muestras con el fin de visualizar en el modulo LCD un valor de 80LPM con el primer pulso.

## 3.2 ADQUISICIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA (FR)

Con el fin de establecer el sistema de adquisición más apropiado para la señal de respiración de acuerdo a las necesidades del proyecto, se estudiaron e implementaron tres métodos diferentes, los cuales presentaron ventajas y desventajas en su funcionamiento con respecto a las exigencias del proyecto, al final de esta etapa se estableció el método más apropiado para sensar la señal de respiración después de haber realizado las pruebas pertinentes.

**Figura 43.** Diagrama de bloques del sistema propuesto para determinar la F.R.



### 3.2.1 Sensado del movimiento abdominal mediante potenciómetro lineal

Para el sensado de la señal de respiración, la primera opción que se considero fue la de aprovechar la expansión y contracción que presenta la cavidad abdominal ante el ingreso y salida de aire en los pulmones, por esta razón se elaboró un cinturón formado por una parte elástica y la no elástica se adhirió el extremo fijo de un potenciómetro lineal, y la parte móvil del potenciómetro se adhirió en la otra unión de las telas como se muestra en la Figura 45. Este cinturón se ubicó en la parte superior abdominal, para sensar los movimientos abdominales, puesto que esta zona presenta mayor movimiento durante la respiración. Los movimientos del abdomen durante la respiración, provocan la elongación y contracción del cinturón, generando una variación de la resistencia del potenciómetro, la cual está directamente relacionada con la entrada y salida de aire en los pulmones.

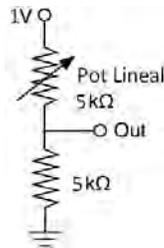
**Figura 44.** Fotografía del potenciómetro lineal.



**Figura 45.** Fotografía del potenciómetro lineal montado sobre el cinturón.



**Figura 46.** Diagrama de conexiones del divisor de voltaje para sensado de respiración con potenciómetro lineal.



Considerando que las tasas respiratorias normales en perros están entre 10 a 30 respiraciones/minuto, y en gatos van desde 20 a 40 respiraciones/minuto, se construyó un filtro pasa banda activo compuesto por un filtro pasa altas (Figura 20) con frecuencia de corte de 0.066Hz (4rpm) y un filtro pasa bajas (Figura 19) con frecuencia de corte de 0.666Hz (40rpm), y una ganancia de toda la etapa de 16V/V. Las fórmulas que permiten establecer los valores de resistencia y capacitancia de los elementos de cada filtro (ya sea el de la Figura 19 o el de la Figura 20) a partir de la frecuencia de corte ( $f_c$ ), y de la ganancia ( $H_0$ ) deseadas, son las ecuaciones 1 y 2 respectivamente.

Al realizar las pruebas pertinentes de este sistema de sensado, se determinó que para brindar una buena respuesta a la medida de los movimientos abdominales, el cinturón debía estar muy ajustado, por este motivo se producía en el paciente una dificultad para respirar, por lo tanto se desistió de sensar la señal de respiración con este método.

### 3.2.2 Sensado del movimiento de la pared torácica mediante acelerómetro

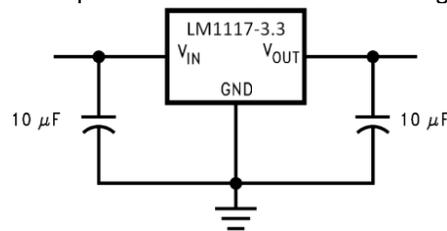
Teniendo en cuenta que se puede estimar la respiración a partir de los movimientos torácicos, y considerando la segunda ley de Newton, la cual en concreto dice que las fuerzas son causas que producen aceleraciones en los cuerpos, se decidió emplear un acelerómetro que permitiera estimar el valor de la aceleración debida a la fuerza de los movimientos torácicos del paciente cuando se encontrara en posición horizontal. Por lo tanto se implementó un cinturón sobre

el cual se ubicó un acelerómetro de tal manera que los movimientos del tórax produjeran el mayor cambio en la aceleración sobre el eje z del acelerómetro.

La tarjeta empleada como transductor de las variaciones de aceleración a variaciones de voltaje fue la MMA736, que contiene un acelerómetro MMA7361L con capacitores a la salida de la señal de aceleración para filtrar el ruido de reloj. El MMA7361L es un acelerómetro análogo de tres ejes (X,Y,Z); entre sus principales características están: bajo voltaje de operación (2.2 V – 3.6 V), y rango de aceleración seleccionable ( $\pm 1.5g$ ,  $\pm 6g$ ).

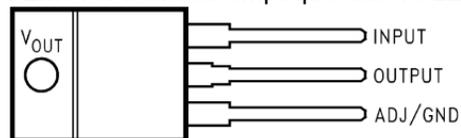
Para suministrar voltaje al acelerómetro se empleó el regulador de voltaje LM1117T-3.3 con empaquetado electrónico TO220, cuya salida de voltaje típica es 3.3V.

**Figura 47.** Diagrama de conexiones para estabilizar la salida del regulador LM1117T-3.3.



Fuente: National Instruments. Hoja de especificaciones del Regulador de Voltaje LM1117T. p. 1 [en línea].  
<<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/8/0uzr32fcc5ych0637cho90kh7f3y.pdf>>

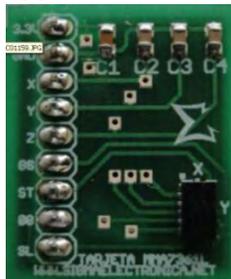
**Figura 48.** Pinout del regulador LM1117T-3.3 de empaquetado TO220.



Fuente: National Instruments. Hoja de especificaciones del Regulador de Voltaje LM1117T. p. 3 [en línea].  
<<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet2/8/0uzr32fcc5ych0637cho90kh7f3y.pdf>>

La siguiente es una fotografía de la placa MMA736, en la cual se puede apreciar la distribución de los pines para configurar el acelerómetro:

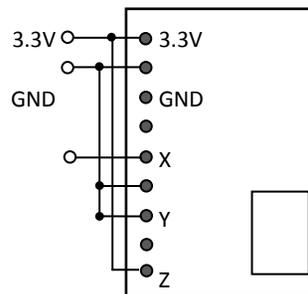
**Figura 49.** Fotografía de la tarjeta MMA736.



Para la extracción de la señal de respiración, se necesita sensar la aceleración en una sola dirección, que en este caso específico sería el eje Z del acelerómetro, puesto que el paciente se encuentra en posición horizontal durante las pruebas, por esta razón únicamente se extrae de la placa la señal proveniente del eje Z.

Debido a que el acelerómetro es de sensibilidad seleccionable, se conecta el PIN GS a GND, ya que de esa manera el acelerómetro queda configurado para que ofrezca una sensibilidad de 800mV/g. El pin SL se conecta a 3.3V para que no quede en modo de bajo consumo, en cuyo caso no se apreciaría ninguna señal de aceleración. El pin ST se conecta a GND porque no se necesita auto testeo (Self Test), esto se suele requerir en aplicaciones en las que hay que verificar la integridad eléctrica y mecánica, como por ejemplo en la protección de la unidad de disco duro.

**Figura 50.** Diagrama de conexiones para la tarjeta MMA736 según la configuración elegida.



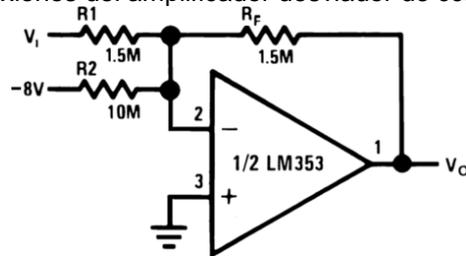
Una vez configurado el acelerómetro, se procedió a analizar la señal de voltaje a la salida del mismo, durante las pruebas realizadas se pudo apreciar que la señal correspondía a los movimientos que se realizaban sobre la tarjeta, y también se verificó la proporcionalidad de la señal de voltaje con respecto a la fuerza que se aplicaba a la tarjeta para moverla en cualquiera de los dos sentidos del eje Z.

Para sensar los movimientos torácicos, se ubicó el acelerómetro sobre el paciente con ayuda de un cinturón; durante estas pruebas se pudo apreciar que la fuerza causada por estos movimientos no era la suficiente para provocar cambios notables en la amplitud de la señal de voltaje, además se observó que sonidos de baja frecuencia afectaban a la señal de voltaje, al igual que la interferencia producida por la red eléctrica. Estos factores impedían la correcta extracción de la señal al ser tan pequeños los cambios producidos por los movimientos respiratorios del tórax; estas situaciones sugerían que la señal que proporcionaba el acelerómetro debía ser acondicionada, por tal motivo se implementó una etapa de adecuación que se constituye de un amplificador de instrumentación (AI) y un filtro pasa banda; el AI se utiliza con el fin de eliminar las componentes de modo común y de paso proporcionar una ganancia elevada a la señal, y el filtro es utilizado para eliminar la interferencia debida a los sonidos de baja frecuencia y de

paso limitar las frecuencias que debe manejar el dispositivo de respiración, las cuales corresponden a los valores nominales de frecuencia respiratoria.

Debido a que el margen de amplitud de la señal de voltaje a la salida del acelerómetro es de 20mV, se configuró una ganancia de 25V/V con el AI, para luego darle una ganancia de 16V/V con la etapa de filtrado, y así obtener a la salida de esta etapa un margen de 5V de amplitud. Al momento de ajustar el AI se presentó un inconveniente que consistió en la presencia de una componente DC de 1.2V en la señal, esto imposibilitaba darle una ganancia de 25V/V debido a que con esta ganancia se saturaba el AI, porque el AI amplifica no solo a los 20mV sino a  $1,2V \pm 10mV$ ; para solucionar este inconveniente fue necesario eliminar el nivel DC de 1.2V de la señal, para ello se implementó un circuito de amplificador operacional denominado amplificador desviador de cc<sup>6</sup>. Para el diagrama de conexiones ver la Figura 51.

**Figura 51.** Diagrama de conexiones del amplificador desviador de cc.



Fuente: Electronics-Tutorials. The Summing Amplifier. [en línea].  
 <[http://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp\\_4.html](http://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp_4.html)>

Los valores de resistores que muestra la Figura 51 son los calculados con el fin de proporcionar una elevada impedancia de entrada (con A.O. ideal la impedancia de entrada es  $R_1=1.5M\Omega$ ) y eliminar el nivel DC para la señal del acelerómetro.

El valor de la salida del amplificador desviador de cc de la Figura 51 está dado por la siguiente ecuación:

$$V_O = -\left(\frac{R_F}{R_1} V_I + \frac{R_F}{R_2} * (V_{EE})\right) \quad \text{Ecuación 6.}$$

Donde,  $V_{EE}$  es el voltaje de alimentación negativo (-8V), y  $V_I$  es la señal a la salida de la tarjeta del acelerómetro en voltios, la cual se puede expresar como:

$$V_I = 1,2 + V_R \quad \text{Ecuación 7.}$$

Y  $V_R$  es la señal debida a los movimientos torácicos.

<sup>6</sup> FRANCO, Sergio. Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits, 3a. ed. New York: McGraw-Hill, 2002, p. 17-19.

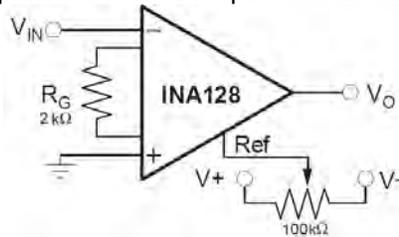
Reemplazando  $V_I$  y los valores de los resistores que muestra el diagrama de conexiones de la Figura 51 en la ecuación 6 se tiene:

$$V_o = -V_R \quad \text{Ecuación 8.}$$

Aquí se puede observar que el signo de la señal se invierte, entonces la salida del amplificador desviador se conecta a la entrada inversora del AI para corregir la inversión del signo. La etapa de AI se encarga de darle a la señal una ganancia de 26V/V. La fórmula que determina la ganancia de esta etapa es la siguiente:

$$G_{INA128} = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G} \quad \text{Ecuación 9.}$$

**Figura 52.** Configuración del AI para la señal de respiración obtenida con acelerómetro.

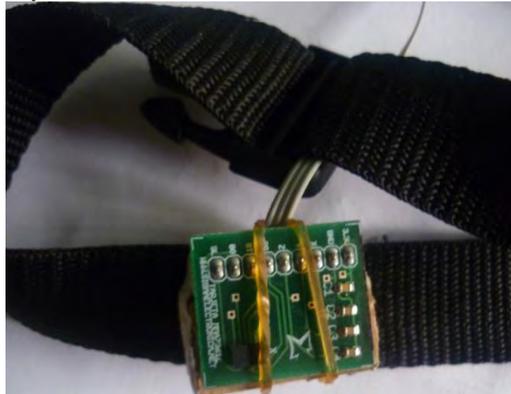


Debido a que la respuesta del amplificador desviador de cc no es ideal, ni tampoco la del AI, se presentó un nivel DC a la salida del AI, por este motivo se ubica un potenciómetro en el terminal Ref del INA128 (como se muestra en el circuito de la Figura 52) con el fin de eliminar el nivel DC.

Para el filtrado de la señal se decidió utilizar la misma configuración de filtrado analógico que se utilizó en el sensado de la señal de respiración con potenciómetro lineal (para detalles de conexiones observar las figuras Figura 19 y Figura 20), que corresponde a un filtro pasa banda conformado por un filtro pasa altas con frecuencia de corte en 0,06Hz y un filtro pasa bajas con frecuencia de corte en 0,66Hz; ambos filtros son topologías Butterworth de 4 orden, y la ganancia de la banda pasante es de 16V/V.

Hasta este punto se implementó la instrumentación necesaria para obtener la señal de respiración a partir del acelerómetro, el siguiente paso fue verificar su comportamiento en humanos, para esto se ubicó sobre una persona con ayuda de un cinturón. Una fotografía de tal montaje se aprecia en la Figura 53.

**Figura 53.** Fotografía de la tarjeta MMA736 colocada en el cinturón.



En las pruebas realizadas monitoreando la respiración en humanos, se observó la proporcionalidad de la señal obtenida con los movimientos torácicos.

La verificación del funcionamiento de este método de sensado de la señal de respiración, fue posible realizarla en 2 cirugías con pacientes de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño (los pacientes fueron dos canes, un mestizo de 17Kg, y un bulterrier de 21Kg). Para estas pruebas se observó que la respuesta del sensor correspondía de forma proporcional y sincronizada a los movimientos torácicos del paciente en los momentos que el médico veterinario no realizaba la intervención, sin embargo cuando el médico realizaba limpieza o la intervención quirúrgica en la región abdominal, la señal de salida se veía afectada a causa de los movimientos que se realizan en dichas labores; este fue el motivo por el cual se desistió de usar el acelerómetro como medidor de frecuencia respiratoria, ya que elaborar un sensor de respiración con estas características, haría que el dispositivo no cumpliera con los objetivos que se establecieron en el anteproyecto.

### **3.2.3 Sensado térmico de la respiración mediante termocupla**

Teniendo en cuenta que durante el proceso respiratorio el aire expulsado esta a una temperatura mayor que la temperatura del aire que ingresa al sistema respiratorio, se decidió implementar un dispositivo que permitiera medir las variaciones de temperatura, y de esta manera obtener una señal referente al ingreso y expulsión de aire. Friedman<sup>7</sup> afirma que es adecuado utilizar una termocupla para detectar tanto la presencia como ausencia del flujo aéreo, y establece la ubicación de la termocupla debajo de las narinas o sobre la boca, con

---

<sup>7</sup> FRIEDMAN, M. Apnea del sueño y roncopatía; tratamiento médico y quirúrgico. Barcelona: Elsevier, 2009. p. 30.

el fin de expresar la velocidad de cambio de la temperatura como una señal analógica continua sinusoidal.

Para tal fin se decidió emplear una termocupla tipo K, (la Figura 55 muestra dos fotografías de la termocupla utilizada). La termocupla se conectó a una etapa de amplificación con ganancia de  $501V/V$ , y se hizo uso de la etapa de filtrado empleada en el método de sensado mediante potenciómetro lineal (para detalles de conexiones observar las figuras Figura 19 y Figura 20).

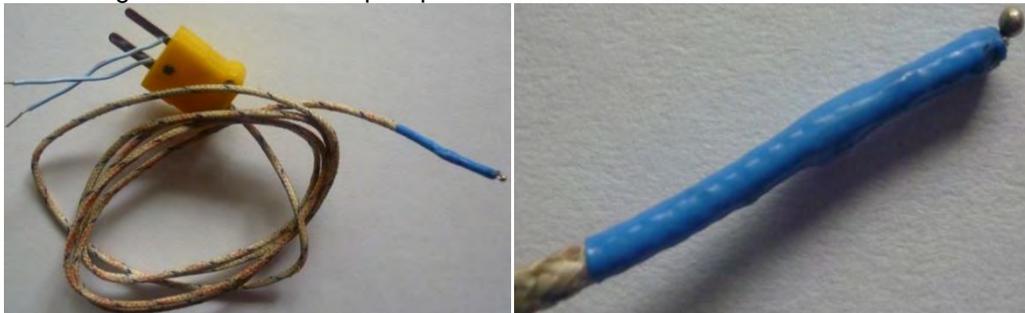
Para la ubicación del sensor sobre el paciente se dispuso de una sonda endotraqueal.

**Figura 54.** Fotografía de una sonda endotraqueal.

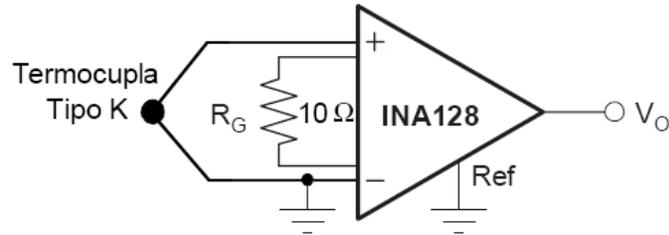


La observación del funcionamiento de este método de sensado con termocupla, se lo hizo en la cirugía de un pincher de 4Kg en la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, y se pudo verificar mediante ensayo y error que la mejor ubicación de la termocupla a lo largo de la sonda endotraqueal fue al límite de la boca del paciente (Figura 57), debido a que en este lugar se genera una mejor respuesta para la señal de respiración en cuanto al margen de amplitud y rapidez de cambio de la temperatura con respecto al tiempo. Una fotografía de la señal de respiración tomada en esa cirugía es la que se muestra en la Figura 58.

**Figura 55.** Fotografías de la termocupla tipo K.



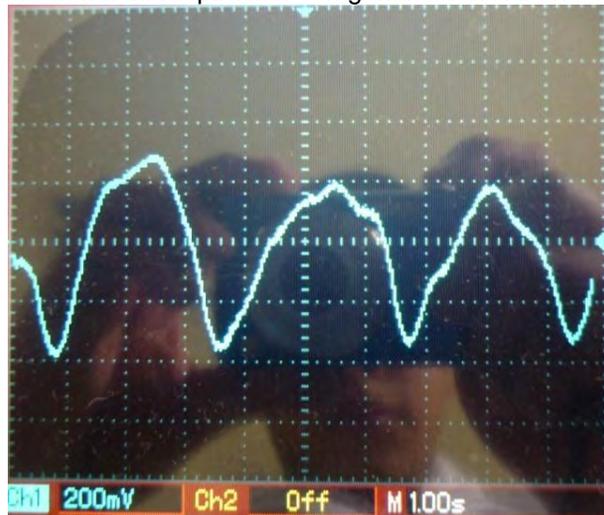
**Figura 56.** Diagrama de conexiones del AI con  $G= 5001V/V$  para la termocupla tipo K.



**Figura 57.** Fotografía del paciente con sonda endotraqueal y termocupla.



**Figura 58.** Fotografía de la Señal de respiración con ganancia del AI en  $510V/V$ .



Al observar la señal de respiración obtenida con el dispositivo implementado con termocupla se puede ver que el margen de esta se encuentra en aproximadamente 700mV, con un valor mínimo de -360mV y un valor máximo de

280mV. Para conseguir que el margen de amplitud de la señal de respiración sea de 5V, se establece una ganancia en el AI de 5001V/V; para el cálculo de la ganancia se emplea la ecuación 9, ya que se utilizó el mismo amplificador de instrumentación que en el sensado con acelerómetro.

El primero de diciembre del 2011 durante una cirugía en la clínica veterinaria de la Universidad de Nariño, se realizó una prueba con el fin de verificar el funcionamiento del sistema de adquisición de la señal de respiración en un labrador de 40Kg. A continuación se muestran algunas fotografías de las graficas de las señales obtenidas con ayuda de un osciloscopio digital. La curva de color azul corresponde a la señal de respiración a la salida de la etapa de filtrado, y la curva de color amarillo es la señal digital de respiración a la salida de la etapa comparadora.

**Figura 59.** Señales obtenidas para el cálculo de la FR – Fotografía A.



En esta fotografía se observa que en la señal a la salida del filtro, los valores mínimo y máximo alcanzados son de -6V y 7V respectivamente, dando un margen máximo de la amplitud de la señal de respiración de 13V. Cada uno de los tres pulsos de la señal digital de respiración, tienen una duración de 0,8s aproximadamente.

**Figura 60.** Señales obtenidas para el cálculo de la FR – Fotografía B.



En la Figura 60, se observa que en la señal a la salida del filtro los valores mínimo y máximo alcanzados son de -6.6V y 7V respectivamente, dando un margen

máximo de la amplitud de la señal de respiración de 13.6V. El primer y último pulso de la señal digital, tienen un ancho de 0.8s mientras que el pulso de en medio dura 0.6s aproximadamente.

### **3.2.4 Etapa de comparación**

Al igual que con la señal ECG, para el procesamiento de la señal de respiración se implemento una etapa de comparación (conectada a la salida de la etapa de filtrado), que ofrece un nivel de 5V en su salida cuando la señal de respiración sobrepasa los 3.5V, y para niveles inferiores a 3.5V su salida se mantiene en 0V; esta etapa permite generar una señal digital a partir de la señal de respiración, para una ilustración del comportamiento de esta etapa observe las figuras Figura 59 y Figura 60, donde la curva de color azul corresponde a la señal de respiración a la salida de la etapa de filtrado, y la curva de color amarillo es la señal digital de respiración a la salida de la etapa comparadora. Para conocer el diagrama de conexiones de la etapa de comparación, el lector puede observar la Figura 24, ya que la etapa de comparación de la señal de respiración tiene la misma topología que la etapa de comparación de la señal ECG.

### **3.2.5 Etapa de procesamiento**

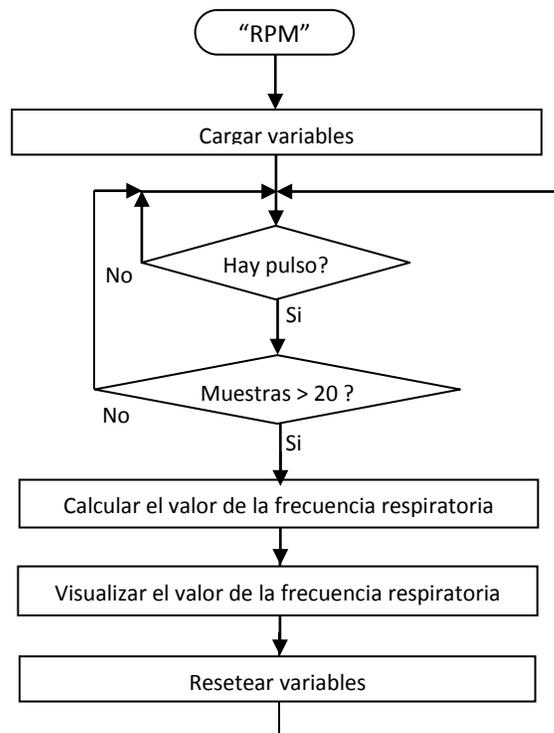
Ya obtenida la señal digital de respiración, el siguiente objetivo es el cálculo y la visualización del valor de la Frecuencia Respiratoria a partir de dicha señal, el método establecido para determinar el valor de FR se basa en el mismo principio sobre el que se calculó el valor de FC, el cual consiste en medir el tiempo entre dos niveles altos de la señal digital a partir de una cuenta acumulada de pulsos de una señal de reloj, y al aplicar a este valor la operación aritmética correspondiente se obtiene el valor de FC. Lo anterior sugiere utilizar el programa que se creó para el cálculo de FC (tratado en la sección 0), cuyo diagrama de flujo está en la Figura 42; pero la señal digital de respiración con respecto a la señal digital ECG tiene dos características que la hacen diferente, las características consisten en una menor frecuencia, y una duración de 0.8s del intervalo positivo (como se puede ver en las figuras Figura 59 y Figura 60), duración mucho mayor a 10ms, que es el ancho de pulso del intervalo R en la señal ECG.

Al ser de menor frecuencia la señal de respiración, en la toma de muestras se redujo la frecuencia de la señal de reloj a 20Hz, ya que si se trabaja con 100Hz (frecuencia de reloj de muestreo de la señal ECG) los registros encargados de almacenar el número de muestras se saturarían y por lo tanto proporcionarían un valor de FR erróneo. Por otra parte, el algoritmo para el cálculo de FC una vez detecta el primer intervalo R, que dura 10ms, luego de 25ms coloca al

microcontrolador en modo de detección del próximo intervalo R, por esta razón es imposible que un solo intervalo positivo de la señal digital ECG active el inicio y el final del muestreo, pero el pulso positivo de la señal digital de respiración puede llegar a durar 0.8s, lo cual genera que con un solo pulso se active el inicio y el final del muestreo, por lo tanto, se debe modificar el algoritmo del cálculo de FC para medir la cantidad de muestras entre pulsos consecutivos de la señal digital de respiración; por esto se adiciona una rutina al algoritmo que se encarga de habilitar la detección del próximo pulso una vez hayan sido acumuladas 20 muestras (20 muestras a 20Hz equivalen a 1s) después del primer pulso detectado.

En conclusión se afirma que el programa para el cálculo de respiraciones por minuto (RPM) se fundamenta en la estructura del programa para calcular latidos por minuto (LPM), a diferencia que el primero trabaja con una frecuencia de reloj de 20Hz y hace una validación para un mínimo de muestras antes del próximo pulso, para una mayor comprensión del funcionamiento del programa implementado, observe el diagrama de flujo que se muestra en la siguiente figura.

**Figura 61.** Diagrama de flujo del programa para calcular RPM.



Como se espera determinar el valor de la frecuencia respiratoria en Respiraciones Por Minuto (RPM), se tiene en cuenta la siguiente expresión:

$$RPM = \frac{20\text{Hz} \times 60\text{s}/1\text{min}}{\text{Número de muestras}} \quad \text{Ecuación 10.}$$

El factor 20Hz en la expresión corresponde a la frecuencia de la señal de reloj, el factor de 60s/1min, es para dar el valor de la frecuencia respiratoria en RPM, y el término *Número de muestras*, corresponde a la cantidad de pulsos de reloj acumulados entre dos pulsos consecutivos de la Señal Digital de Respiración.

### 3.3 ADQUISICIÓN DE LA TEMPERATURA CORPORAL

Para la medición de temperatura se desarrollo una aplicación electrónica portable con la cual se puede medir la temperatura en un rango de 0°C a 51.1°C con una resolución de 0.1°C, dicha aplicación está conformada por una etapa de transducción, amplificación, y procesamiento; a continuación se da una explicación del diseño e implementación de cada una de las etapas que integran el termómetro rectal para el uso en pacientes de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño.

**Figura 62.** Diagrama de bloques del sistema implementado para determinar la Temperatura.



#### 3.3.1 Transducción de la temperatura

Se estableció como elemento transductor el circuito integrado LM35, este es un sensor que proporciona una salida de voltaje proporcional a la temperatura medida, se eligió este sensor porque tiene un tamaño relativamente pequeño, su salida es lineal (10mV/°C), su rango de temperatura es limitado (-20°C a 120°C), y su costo es relativamente bajo.

Debido a que el sensor de temperatura proporciona una salida análoga de 10mV/°C su función de transferencia se puede expresar como:

$$V_0 = 10 \times 10^{-3}T \quad \text{ó} \quad V_0 = 0.01T \quad \text{Ecuación 11.}$$

Donde,  $V_0$  es el voltaje de la salida del sensor en voltios, y  $T$  es la temperatura en °C.

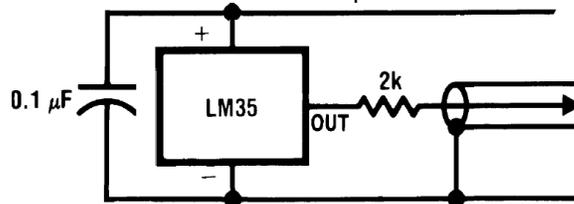
Para adquirir el valor de la temperatura corporal de forma continua y fiable (aislada de cambios de temperatura externos), se determinó que el sensor debía estar

introducido en el recto con ayuda de un cilindro, priorizando el aislamiento eléctrico entre el paciente y el CI LM35, para ello se planeó ubicar el LM35 en el extremo cerrado del cilindro para evitar que el sensor y sus terminales se impregnen de fluidos corporales y materia fecal.

Como parámetro de fabricación se estableció que el cilindro debía estar hecho de metal por las características que presentan estos materiales en cuanto a transmisión de temperatura. Otra consideración a tener en cuenta es que el ingreso del cilindro debe ser lo menos doloroso posible. En conclusión, el elemento que permite cumplir con las anteriores consideraciones, es un tubo de cobre cromado de 80mm de longitud, cuyo diámetro interno es de 5mm, al ser cromado permite un ingreso con poca fricción al recto, además facilita la limpieza y esterilización del mismo antes y después de cada intervención. El diámetro interno del cilindro corresponde al suficiente para que el LM35 quede lo más ajustado posible al cilindro, y de esa manera el transductor ocupe el menor volumen.

En cuanto a las conexiones del LM35, su fabricante recomienda<sup>8</sup> que para reducir las cargas capacitivas se conecte una resistencia de 2KΩ desde el pin de salida del LM35 al cable que llevará la señal, y este cable debe estar blindado, además el blindaje se debe conectar a tierra, y el pin GND del LM35 debe conectarse al blindaje. Otra recomendación que da el fabricante es la conexión de un capacitor de 0.1uF entre el pin Vs y el pin GND del sensor, esto con el fin de estabilizar el nivel de voltaje que energiza al sensor. De acuerdo a lo anterior el diagrama de conexiones para el LM35 es el siguiente:

**Figura 63.** Diagrama de conexiones del sensor de temperatura.



Fuente: Texas Instruments. Hoja de especificaciones del CI LM35. p. 7 [en línea].  
< <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>>

A continuación en la Figura 64 se presentan 2 fotografías en las que se puede observar la implementación de la sonda con las recomendaciones y consideraciones de diseño mencionadas.

<sup>8</sup> Texas Instruments. Hoja de especificaciones del CI LM35. p. 7 [en línea].  
< <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>>

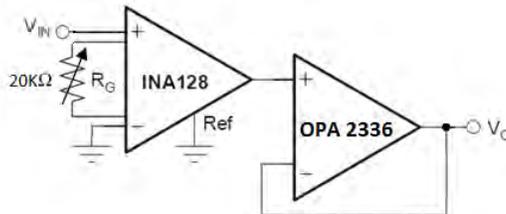
**Figura 64.** Sensor de temperatura con recubrimiento metálico.



### 3.3.2 Etapa de amplificación

Por lo general en las aplicaciones con el CI LM35, este suele conectarse directamente (sin amplificación) a un canal análogo del microcontrolador PIC16F877A para digitalizar la temperatura, esto se debe a que en dichas aplicaciones es suficiente ofrecer una resolución de  $1^{\circ}\text{C}$ , pero en esta aplicación se requiere una resolución de  $0.1^{\circ}\text{C}$ , debido a que con un termómetro capaz de medir decimas de grado centígrado se puede detectar cuando la temperatura del paciente no está dentro de los límites normales, por lo tanto se implementó una etapa de amplificación usando un AI (INA128), la cual permite incrementar el margen de amplitud de la señal que proporciona el LM35, a un margen que se adapta a la resolución de  $4.8\text{mV}$  del convertidor análogo/digital del microcontrolador PIC16F877A, la ganancia de voltaje de dicha etapa es  $4.8\text{V/V}$ . Cabe mencionar que el amplificador de instrumentación permite eliminar la componente de modo común de la señal de temperatura, esto es una ventaja para la adecuación de la señal de temperatura ya que elimina el ruido de inducción electromagnética.

**Figura 65.** Etapa de amplificación de la señal de temperatura.



Una etapa adicional que forma parte de esta etapa de amplificación es un seguidor de voltaje, implementado con el amplificador operacional OPA2336 (este amplificador operacional es energizado con una sola fuente), esto se hace con el fin de proteger al microcontrolador, ya que en caso de estar desconectado el

sensor de temperatura del Monitor de Signos Vitales, el circuito seguidor recibirá los potenciales negativos que puedan provenir del amplificador de instrumentación y enviará 0V al canal analógico del microcontrolador, evitando la presencia de voltajes negativos en el canal análogo del microcontrolador.

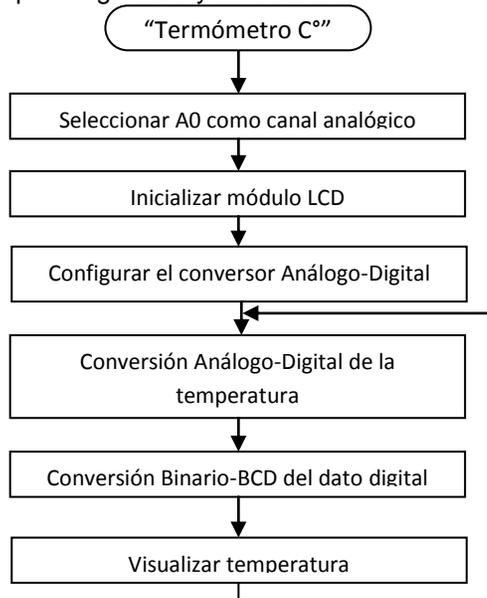
### 3.3.3 Procesamiento de la señal de temperatura

Al estar adecuada la señal de temperatura mediante las etapas de transducción y de amplificación se procede a convertir la señal de análoga a digital. Como se mencionó en la anterior sección la conversión se hace con el convertidor análogo/digital del microcontrolador PIC16F877A, además con este mismo microcontrolador se configura y controla el módulo LCD para visualizar numéricamente el valor de la temperatura.

En el microcontrolador, el dato resultante de la conversión análogo/digital es un numero binario de 10 bits, pero esta aplicación hace uso únicamente de los 9 bits menos significativos, ya que es suficiente para cubrir el rango de valores de temperatura normal de los pacientes, con una resolución en la medida de 0.1°C. Estos 9 bits permiten la digitalización de 512 valores ( $2^9$  valores), por esta razón, con la resolución de 0.1°C, el termómetro puede medir entre 0°C y 51.1°C.

La siguiente figura ilustra a través de un diagrama de flujo las funciones necesarias en el algoritmo para poder visualizar el valor numérico de la temperatura.

**Figura 66.** Diagrama de flujo para digitalizar y visualizar la señal de temperatura del LM35 en °C.



### **3.4 PROCESAMIENTO DE LAS SEÑALES CON UN MICROCONTROLADOR**

Al final del desarrollo de cada una de las etapas de diseño e implementación del Monitor de Signos Vitales, se puede notar que para el procesamiento y visualización de cada parámetro se empleó un microcontrolador PIC16F877A, y también que existe un diagrama de flujo por cada algoritmo resultante (Figuras Figura 42, Figura 61 y Figura 66).

Los diagramas de flujo de procesamiento y el hecho de haber utilizado el mismo microcontrolador, son las principales razones que hacen posible alcanzar los objetivos de esta cuarta parte del diseño e implementación del Monitor de Signos Vitales, que consisten en:

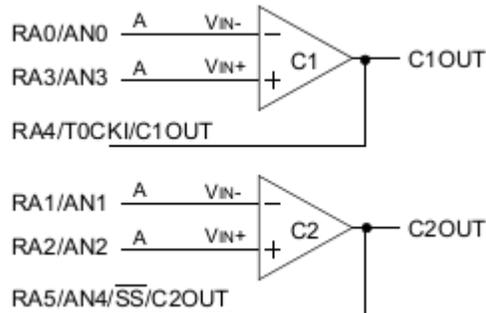
- Integrar en un solo algoritmo de procesamiento los 3 algoritmos que se establecieron.
- Lograr que el algoritmo resultante despliegue un menú en el módulo LCD, para que el usuario del Monitor de Signos Vitales seleccione las alarmas de sobre paso de los valores normales de los parámetros, según el tipo de paciente a intervenir.

#### **3.4.1 Módulo comparador del PIC16F877A**

En las secciones 0 y 3.2.5 de este capítulo se describe el método utilizado para calcular la frecuencia cardíaca y respiratoria, partiendo de la detección de un pulso en dichas señales. La detección de este pulso se realiza mediante la comparación de niveles de voltaje utilizando el CI LM311, lo cual genera un aumento en el tamaño de la tarjeta análoga diseñada y un mayor consumo de energía, por esta razón se decidió emplear el módulo comparador del micro-controlador PIC16F877A, que cuenta con dos comparadores análogos.

El modo de operación escogido para el módulo comparador se muestra en la siguiente figura.

**Figura 67.** Configuración del módulo comparador del microcontrolador PIC16F877A.



Fuente: Microchip. Hoja de especificaciones PIC16F87XA. p. 136 [en línea].  
<<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>>

Cabe destacar que la utilización del módulo comparador del microcontrolador PIC16F877A, no afecta el método empleado para calcular la FC y la FR, ya que no se modifican los algoritmos correspondientes a estos cálculos.

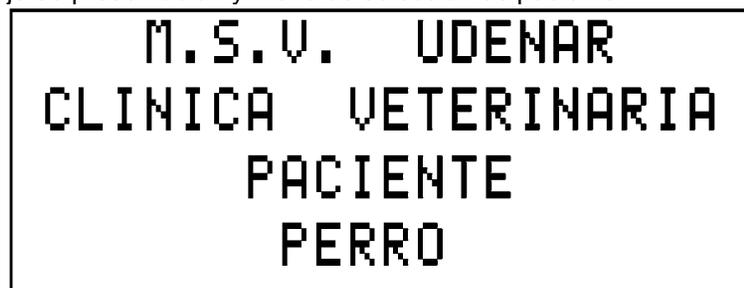
### 3.4.2 Integración de los algoritmos de procesamiento

A continuación, se da una explicación acerca del funcionamiento de cada una de las secciones del algoritmo de procesamiento general, que se obtuvo al combinar los algoritmos de procesamiento de FC, de FR, y de Temperatura.

Cada vez que se conecta la alimentación al Monitor de Signos Vitales, la sección *Inicializar módulo LCD* se encarga de enviar al módulo un grupo inicial de instrucciones para configurar el modo de operación.

La sección *Seleccionar paciente*, se encarga de mostrar en el módulo LCD los mensajes que integran al menú.

**Figura 68.** Mensaje de presentación y menú de selección de paciente.



Como se puede apreciar en la figura anterior, el módulo LCD muestra un mensaje de presentación y otro que indica el tipo de paciente. Cuando se energiza el Monitor de Signos Vitales por defecto la sección *Seleccionar paciente* configura

las alarmas para monitorear a un perro adulto. Durante la ejecución de esta sección es donde el usuario, por medio del botón SELECT, puede cambiar entre perro adulto y los otros tres tipos de pacientes: perro pequeño, cachorro, y gato, y posteriormente confirmar la selección mediante el botón OK, que permite cargar los límites de los rangos normales de las constantes fisiológicas, para que el sistema compruebe el sobrepaso de las variables según la configuración que elija el usuario.

Después de la configuración, el monitor de Signos Vitales realiza una inicialización con el fin de eliminar el desplazamiento del origen de las señales ocasionado por los movimientos realizados durante la ubicación de los sensores sobre el paciente.

Para el establecimiento de las alarmas de los cuatro tipos de paciente, se tuvo en cuenta las diferencias entre los límites normales de Frecuencia Cardíaca y Respiratoria entre perros y gatos, las cuales se pueden observar en la siguiente tabla.

**Tabla 9.** Principales constantes fisiológicas en perros y gatos.

| Constante Fisiológica   | Perros   | Gatos              |
|-------------------------|--|--------------------|
| Frecuencia Cardíaca     | 70 - 160 lat./min<br><180 lat./min razas pequeñas<br><220 lat./min cachorros | 160 - 240 lat./min |
| Frecuencia Respiratoria | 10 - 30 res./min   | 20 - 40 res./min   |
| Temperatura Rectal      | 38.5 - 39 °C   | 38 - 39.5 °C       |

Fuente: ENTREVISTA con Jenny Romero, Médica Cirujano de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño. San Juan de Pasto, 20 de Julio de 2011.

Para determinar el valor de la temperatura, es necesario que el microcontrolador configure como entrada el canal A5 del convertidor análogo/digital, para recibir la señal proveniente del sensor LM35.

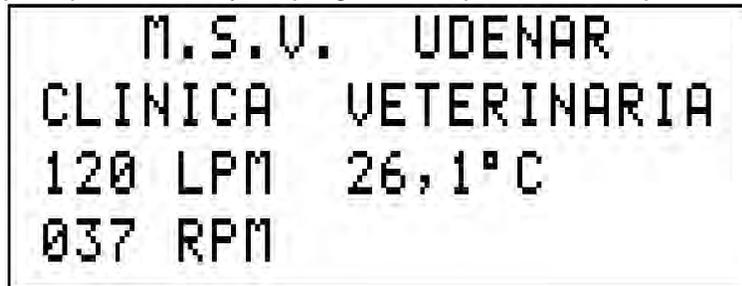
Luego de configurar el canal análogo, el microcontrolador se encarga de verificar la presencia de pulsos de la señal cardíaca y respiratoria, si existen pulsos, se calcula la frecuencia de estas señales, mediante el inverso del periodo de tiempo transcurrido entre dos pulsos consecutivos de cada señal, y se visualiza el valor calculado.

Si los valores de las frecuencias calculadas se encuentran fuera de los límites normales de los rangos de las constantes fisiológicas, el microcontrolador activa las alarmas correspondientes, una alarma audible para el sobrepaso del rango de la Frecuencia Cardíaca y otra visual para el sobrepaso del rango de la Frecuencia Respiratoria.

Por último se adquiere el valor de la señal análoga de temperatura, el cual se digitaliza para poder ser visualizado en el módulo LCD.

La verificación de pulsos y la adquisición de la temperatura se realiza de manera cíclica, para asegurar un monitoreo continuo de las constantes fisiológicas.

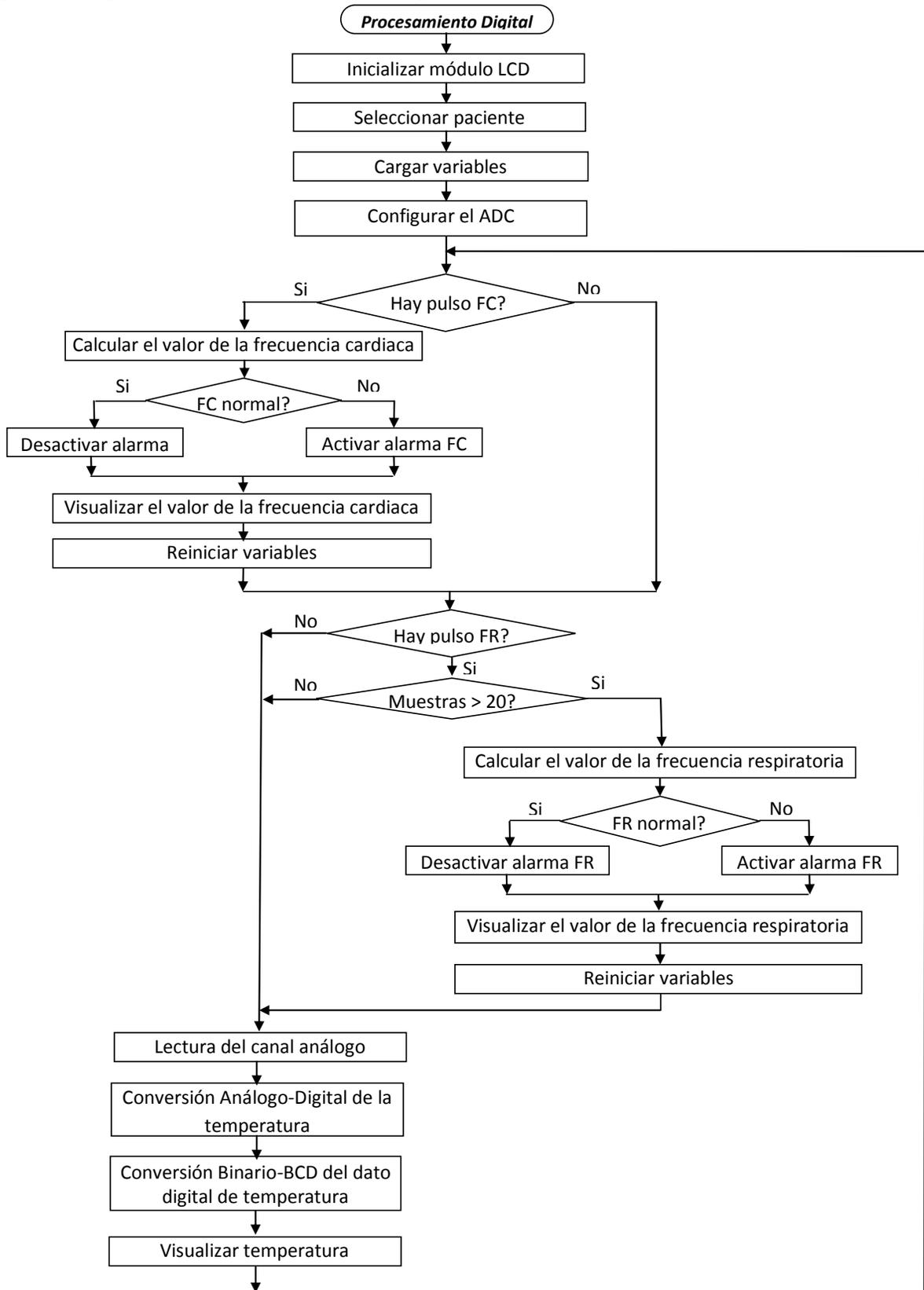
**Figura 69.** Mensaje de presentación y despliegue de los parámetros adquiridos.



A monochrome LCD display showing the following text in a grid-like format:

|         |             |
|---------|-------------|
| M.S.U.  | UDENAR      |
| CLINICA | VETERINARIA |
| 120 LPM | 26,1° C     |
| 037 RPM |             |

Figura 70. Algoritmo General del Monitor de Signos Vitales.

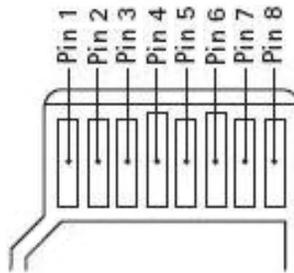


### 3.5 REGISTRO DE LA INFORMACIÓN DE LAS SEÑALES ADQUIRIDAS

Durante los procedimientos quirúrgicos realizados en la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, es de utilidad disponer de un registro del progreso de las constantes fisiológicas monitoreadas, por tal razón, se implementó un sistema de soporte a los datos a partir de una tarjeta de memoria, pues se ajusta perfectamente a los requerimientos buscados (tiene bajo consumo eléctrico, pequeño tamaño, relativa capacidad alta, alta velocidad y es no volátil).

El sistema propuesto se basa en el empleo de una memoria FLASH Micro SD de SanDisk que tiene una capacidad de 1GB. Las memorias SD en general se controlan de dos modos diferentes; según el modo SD, el cual corresponde a un protocolo específico para este tipo de dispositivos, o según el modo SPI, bajo el cual el control y operación de la memoria se realizan sobre un bus SPI tradicional.

**Figura 71.** Terminales tarjeta de Memoria Micro SD.



**Tabla 10.** Nomenclatura de los terminales de la Memoria Micro SD en modo de control SPI.

| PIN | SPI  | DESCRIPCIÓN                   |
|-----|------|-------------------------------|
| 1   | NC   | Not connected.                |
| 2   | CS   | Chip select/Slave select (ss) |
| 3   | DI   | Master out/Slave in (MOSI)    |
| 4   | VDD  | Supply voltage                |
| 5   | SCLK | Clock                         |
| 6   | VSS  | Supply voltage ground         |
| 7   | DO   | Master in/Slave out (MISO)    |
| 8   | NC   | Not connected.                |

El almacenamiento de la información se realiza por medio de la creación de archivos sobre la memoria Micro SD operando en modo SPI. Esto se logra usando las especificaciones del sistema de archivos FAT32 instalado en la memoria y que es compatible con los sistemas operativos de Microsoft.

Las especificaciones generales de la memoria Micro SD empleada son:

- Capacidad de 1GB.
- Fuente de alimentación de 2.7 a 3.6 V.
- Dimensiones: largo 15 mm, ancho 11 mm, espesor 1 mm.
- Volumen de la tarjeta 165 mm<sup>3</sup>.
- Peso menor a 1g.
- 8 pines.

En la siguiente figura se muestra la imagen de una memoria micro SD SanDisk.

**Figura 72.** Fotografía Memoria Micro SD SanDisk 1GB.

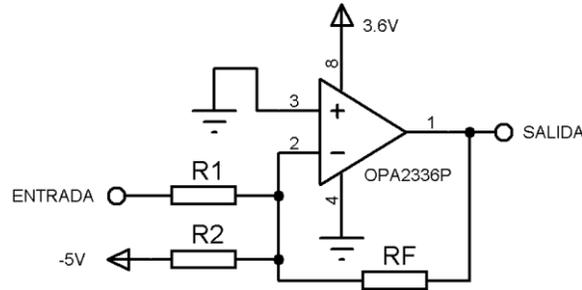


Con el fin de realizar el registro de la información, se diseñó un sistema controlado por un microcontrolador PIC18F4550, debido a las características que este presenta (mayor memoria de programa y mayor velocidad de procesamiento).

Debido a que el sistema debe adquirir las tres señales provenientes del monitoreo del paciente, las cuales tienen un margen de amplitud de -5V a 5V, se debe adecuar este margen al margen del sistema de registro, el cual está limitado al valor máximo de voltaje de alimentación que soporta la memoria Micro SD, por esta razón el microcontrolador debe ser energizado a 3.6V y se debe adecuar el margen de amplitud de las señales de 0 a 3.6V. Tal adecuación se logra mediante la reducción de la ganancia de las etapas de instrumentación de cada señal, y también con la implementación de una nueva etapa que a cada señal le adiciona un nivel DC y la mantiene dentro del margen de 0 a 3.6V.

A continuación se muestra el circuito empleado para la adecuación del margen de amplitud y nivel DC. Este circuito se implementó por separado para cada una de las señales.

**Figura 73.** Diagrama de conexiones de la etapa de adecuación del margen de amplitud y nivel DC de la señal.



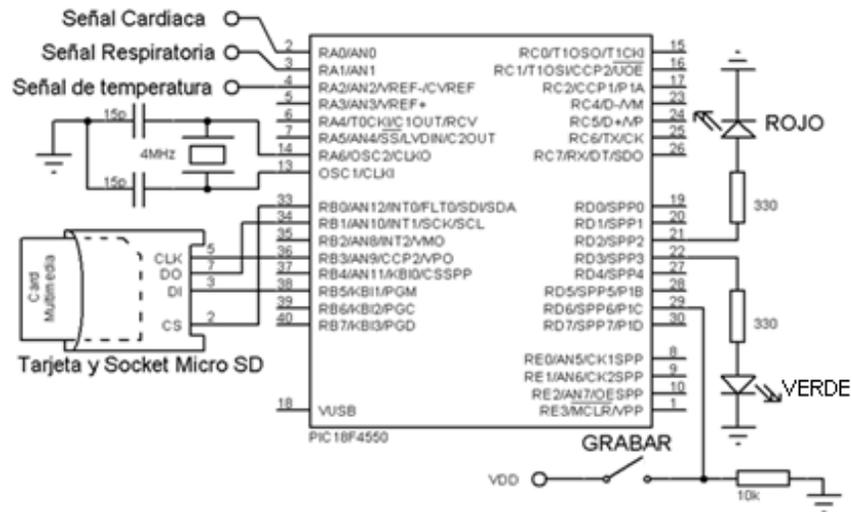
**Tabla 11.** Valores de resistencias empleadas en la etapa de adecuación del margen de amplitud y nivel DC de las señales.

| Señal        | R1  | R2    | RF  |
|--------------|-----|-------|-----|
| Cardiaca     | 1MΩ | 3.9MΩ | 1MΩ |
| Respiratoria | 1MΩ | 2.7MΩ | 1MΩ |

### 3.5.1 Algoritmo para el registro de datos

Las operaciones principales del programa para el registro de la información son: Adquisición, Conversión y Almacenamiento, en las cuales el microcontrolador PIC 18F4550 se comunica con la memoria Micro SD por medio del puerto serial SPI, en este proceso la memoria se comporta como esclavo. Este programa permite manejar la creación y borrado de directorios y archivos FAT32, ya que utiliza librerías de funciones para el control de memorias MMC y SD, de soporte FAT32 y FAT16.

**Figura 74.** Diagrama de conexiones del sistema implementado para el registro de las señales adquiridas.



En la Figura 74, se puede observar que existe un interruptor GRABAR que empieza y termina la operación, y dos LEDs indicadores: un LED Rojo que parpadea en una condición de falla, y un LED Verde que parpadea si la operación es normal.

Para realizar el registro del monitoreo, se siguen las siguientes etapas:

1. Se posiciona en ON el interruptor GRABAR.
2. Se realiza un retraso de 5 segundos para estabilizar la fuente de alimentación
3. Se configura el módulo ADC con entradas análogas AN0:AN2 con reloj interno.
4. Se inicializa la memoria Micro SD. Si retorna error (no está conectada la memoria Micro SD), el LED Rojo parpadea indefinidamente y termina el programa.
5. Si no retorna error, se introduce en un ciclo infinito con los siguientes pasos:
  - 5.1 Se crea un nuevo archivo de texto "ArchivoX.txt" (X es un número entero).
  - 5.2 Se muestrea continuamente las señales (FC, FR y Temp) de los canales análogos AN0:AN2, y se realiza su conversión y almacenamiento secuencial en el archivo de texto de la memoria. El LED Verde parpadea permanentemente. El muestreo, conversión y almacenamiento continúa hasta que se posicione el interruptor GRABAR en OFF.
  - 5.3 Si el interruptor GRABAR se coloca en OFF, se cierra el archivo de texto con los datos deseados.
  - 5.4 Si el interruptor GRABAR se coloca nuevamente en ON, se repite el proceso desde el punto 5.1.

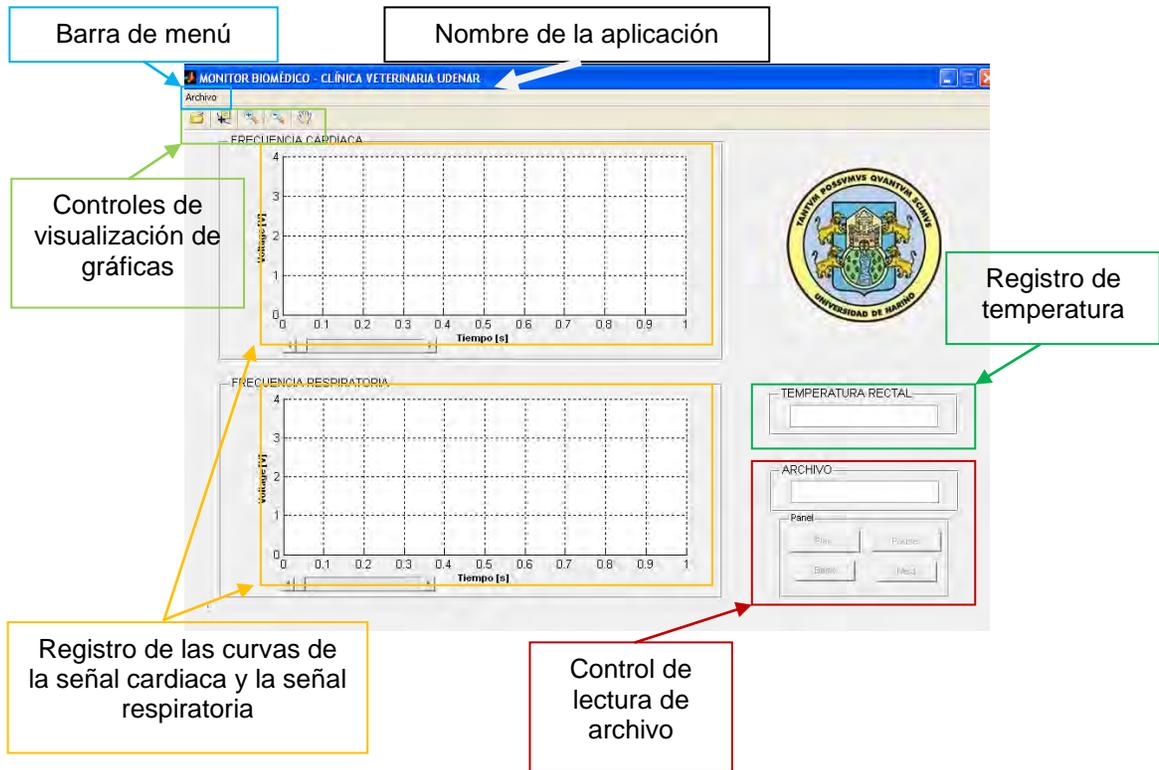
### **3.5.2 Visualización del registro de las señales adquiridas**

Para graficar las curvas de las señales adquiridas, a partir de los datos almacenados en la memoria Micro SD, se desarrolló una aplicación para la visualización de dichas graficas mediante el software MATLAB.

### 3.5.2.1 Descripción de la Interfaz Gráfica

El programa GUI (Guide User Interface) desarrollado con sus respectivas partes se muestra en la siguiente figura:

**Figura 75.** Interfaz gráfica - Software de Visualización.



En la anterior figura, se muestran las partes principales de la aplicación, cuya funcionalidad básica se describe a continuación:

- En la **Barra de menú**, se ubica la pestaña **archivo**, la cual despliega la opción **abrir**. Por medio de esta opción se abre el explorador de Windows para poder acceder al registro de datos.
- Los **Controles de visualización de gráficas**, están debajo de la barra de menú y permiten manipular la visualización de las curvas trazadas, mediante las herramientas: **zoom in** (ampliación de la gráfica), **zoom out** (reducción de la gráfica), **mover** (desplazamiento de la gráfica), y **cursor** (coordenadas de un punto de la curva).

- La casilla de **Registro de temperatura**, se ubica en la parte derecha de la ventana principal. En esta se registran los datos de temperatura rectal adquiridos durante el monitoreo.
- Las áreas de **Registro de las curvas de la señal cardiaca y la señal respiratoria**, se encuentran ubicadas en la parte izquierda de la ventana principal. En estas se trazan las curvas de las señales, a partir de los valores registrados durante la monitorización.
- El panel de **Control de lectura de archivo**, se ubica en la esquina inferior derecha de la ventana principal. En este se encuentran las herramientas para iniciar el despliegue de la información, realizar avances o retrocesos a lo largo del intervalo de tiempo, y pausar el despliegue de la información registrada.

Para acceder a la información contenida en la memoria Micro SD, es necesario emplear un adaptador MicroSD/SD, para conectar la memoria directamente al computador.

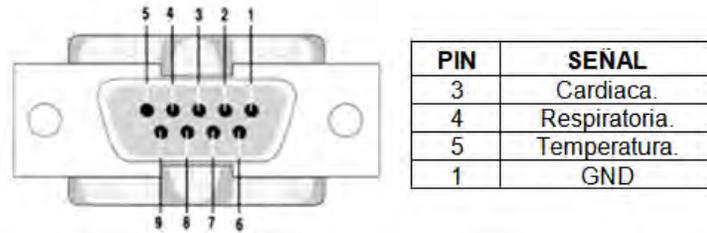
**Figura 76.** Fotografía Memoria Micro SD SanDisk y adaptador MicroSD/SD.



### 3.6 SALIDA DE SEÑALES ANÁLOGAS

Con el objetivo de facilitar la extracción de las señales adecuadas por la tarjeta análoga del Monitor de Signos Vitales, se ubicó un conector DB9 en la parte posterior de la carcasa, al cual se acoplaron las salidas de la tarjeta análoga. Esta implementación permite observar las curvas de las señales fisiológicas durante la monitorización, a través de un osciloscopio digital o una tarjeta de adquisición de datos. Cada una de estas señales tienen un rango de amplitud de 0 – 3.6V. La señal de temperatura está basada en la relación  $48\text{mV}/^{\circ}\text{C}$ .

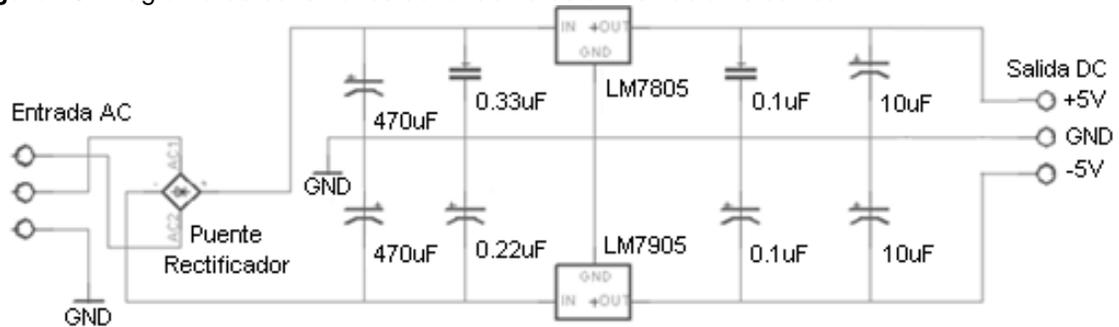
**Figura 77.** Notación de los terminales del conector DB9 para las salidas análogas.



### 3.7 FUENTE DE ALIMENTACIÓN ELÉCTRICA

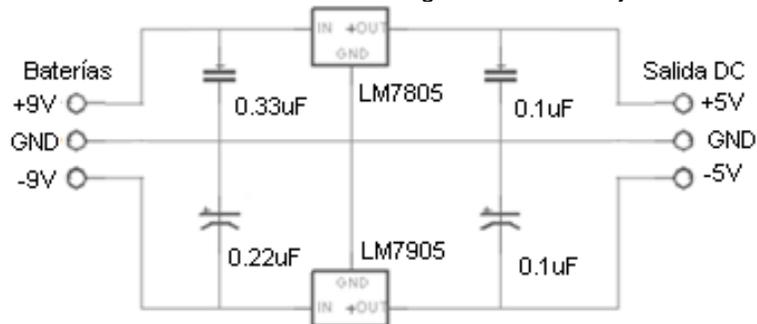
El Monitor de Signos Vitales para su alimentación eléctrica dispone de dos formas de energización, la primera consiste en una fuente de voltaje AC/DC, con entrada de 110V AC y salida de  $\pm 5V$  DC, dispuesta en una carcasa independiente para reducir el efecto de las corrientes parasitas sobre el Monitor de Signos Vitales, debidas al campo magnético generado por el transformador.

**Figura 78.** Diagrama de conexiones de la fuente de alimentación eléctrica.



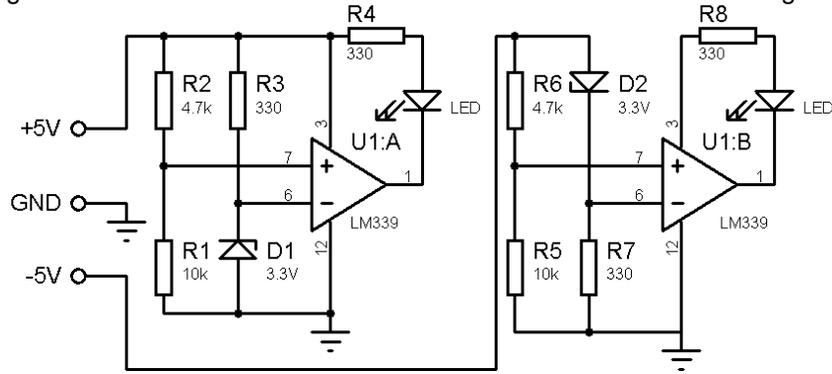
La otra forma de alimentación eléctrica que dispone el Monitor de Signos Vitales se hace mediante la regulación del voltaje que proporcionan dos baterías de 9V. Para obtener el voltaje de alimentación deseado de  $\pm 5V$  DC se implementó un circuito de regulación de  $\pm 9V$  DC a  $\pm 5V$  DC.

**Figura 79.** Diagrama de conexiones del circuito de regulación de voltaje de las baterías.



Con el fin de garantizar el nivel adecuado de voltaje de las baterías, para el correcto funcionamiento del Monitor de Signos Vitales, se implementó un circuito encargado de verificar el nivel de voltaje de cada batería, el cual informa que es necesario recargar las baterías, mediante el encendido de dos LEDs.

**Figura 80.** Diagrama de conexiones del circuito de verificación del estado de carga de las baterías.

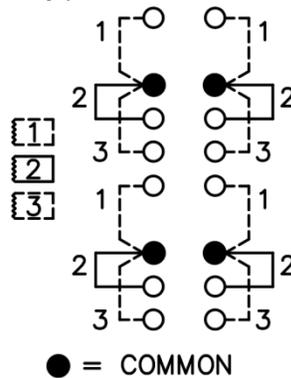


La conmutación de alimentación, es decir, la elección entre fuente de alimentación AC/DC, baterías o apagado del Monitor de Signos Vitales, se realiza por medio de un interruptor deslizable de tres posiciones y cuatro polos (Figura 81). En la Figura 82 se muestra el esquemático de las conexiones según la posición en que se encuentre la corredera del interruptor.

**Figura 81.** Fotografía del interruptor deslizable de 3 posiciones y 4 polos.



**Figura 82.** Esquemático de conexiones y posiciones del interruptor deslizable.



Fuente: Standard Size Slide Switches, M Series. Hoja de especificaciones interruptor modelo M43. Pg. 45. [en línea].  
 < [http://www.apem.com/pdf%5CM\\_slide.pdf](http://www.apem.com/pdf%5CM_slide.pdf) >

### **3.8 CONDICIONES DE SEGURIDAD PARA EL PACIENTE Y EL USUARIO**

En el entorno hospitalario, existen infinidad de condiciones que pueden generar accidentes eléctricos como: enchufes rotos, conductores pelados o con deficiencia en su aislamiento, falta de circuito de tierra en la instalación, entre otros. Para reducir la probabilidad de este tipo de accidentes se han desarrollado unos métodos de protección, varios de ellos son aceptados universalmente, algunos son requeridos en áreas específicas donde pueden existir riesgos y otros se han diseñado exclusivamente para usos en áreas de cuidados críticos y quirófanos. Por tal motivo se tuvieron en cuenta las siguientes consideraciones de seguridad eléctrica, para la construcción y energización del dispositivo, con el fin de reducir la probabilidad de que este ocasiona descargas eléctricas sobre el paciente o el usuario.

#### **3.8.1 Puesta a tierra y aislamiento eléctrico de los elementos**

En las áreas de cuidados críticos y quirófanos la presencia de artefactos eléctricos de 2 hilos representa un peligro, por tal motivo está prohibido su uso, ya que cuando un paciente se encuentra en un quirófano puede tener dos o más equipos conectados a su cuerpo al mismo tiempo para monitorear sus signos vitales, por esta razón, para una adecuada protección del paciente y el médico veterinario, el Monitor de Signos Vitales cuenta con un terminal para conexión a tierra.

Se debe tener en cuenta, que si se conectan dos equipos a la tierra de dos tomacorrientes conectados a diferente potencial de tierra, puede haber una corriente denominada lazo de tierra que circule a través del paciente, por lo tanto, es de suma importancia disponer de una puesta a tierra adecuada, en la instalación eléctrica de la clínica, con conductores normalizados que permitan su identificación, y con tomacorrientes que brinden la conexión al equipamiento utilizado, con la normatividad que recomienda el Reglamento Técnico de Instalaciones Eléctricas – RETIE<sup>9</sup>. Además los equipos se deben conectar en forma individual al punto de tierra y no tomar la tierra de otro dispositivo vecino, dado que si uno de los equipos intermedios pierde la referencia a tierra, quedará una cierta cantidad de dispositivos sin protección.

---

<sup>9</sup> Seguridad Eléctrica Ltda. Continuación Anexo General Reglamento Técnico de Instalaciones Eléctricas - RETIE. Bogotá, agosto 2008. p. 60.

### 3.8.2 Aislamiento de las partes conectadas al paciente

Se integró un circuito de retroalimentación o driver de pierna derecha (tierra virtual) propuesto por Texas Instruments (Figura 17 – esquina inferior izquierda). Este circuito de retroalimentación sirve para evitar las corrientes de desbalance y para compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial del amplificador de instrumentación.

En este circuito se puede observar que el nodo denotado como  $V_G$  va conectado a la capa de blindaje con que debe contar el cable conductor de los electrodos. La ventaja de realizar esta conexión con el blindaje de los latiguillos de los electrodos, radica en que se evitan las corrientes de fuga que pueden aparecer entre los conductores de los electrodos.

### 3.8.3 Protección por bajo voltaje

La mayoría de los equipos de diagnóstico cuentan con elementos electrónicos de estado sólido, los cuales pueden ser alimentados por baterías de bajo voltaje (menor a 10 VDC) o transformadores de aislamiento de bajo voltaje. De esta manera se evita el flujo de corrientes altas a través del paciente, incluso cuando el dispositivo se aplica directamente a la piel húmeda. Los equipos alimentados con baja tensión alterna pueden provocar flujos de corriente admisibles, por esta razón se consideran más seguros que los equipos alimentados con fuentes de alta tensión de corriente alterna<sup>10</sup>.

Teniendo en cuenta lo anterior, el dispositivo implementado se energiza mediante baterías de 9V (reguladas a 5V), y una fuente de alimentación AC/DC de 110VAC/±5VDC, de esta manera en caso de falla, la resistencia del cuerpo es lo suficientemente alta para limitar la corriente que podría circular por el cuerpo del paciente a un valor seguro (menor a 10uA).

## 3.9 CONSTRUCCIÓN DE LA ESTRUCTURA FÍSICA

Después de verificar el correcto funcionamiento de los circuitos, se procede a realizar el diseño y construcción de las tarjetas de circuito impreso, para las cuales se utilizaron tarjetas de doble capa y elementos de soldadura superficial.

---

<sup>10</sup> CLARCK, Jhon et al. Medical Instrumentation Application and Design. 4 ed. Hoboken: WILEY, 2010. p. 648-664.

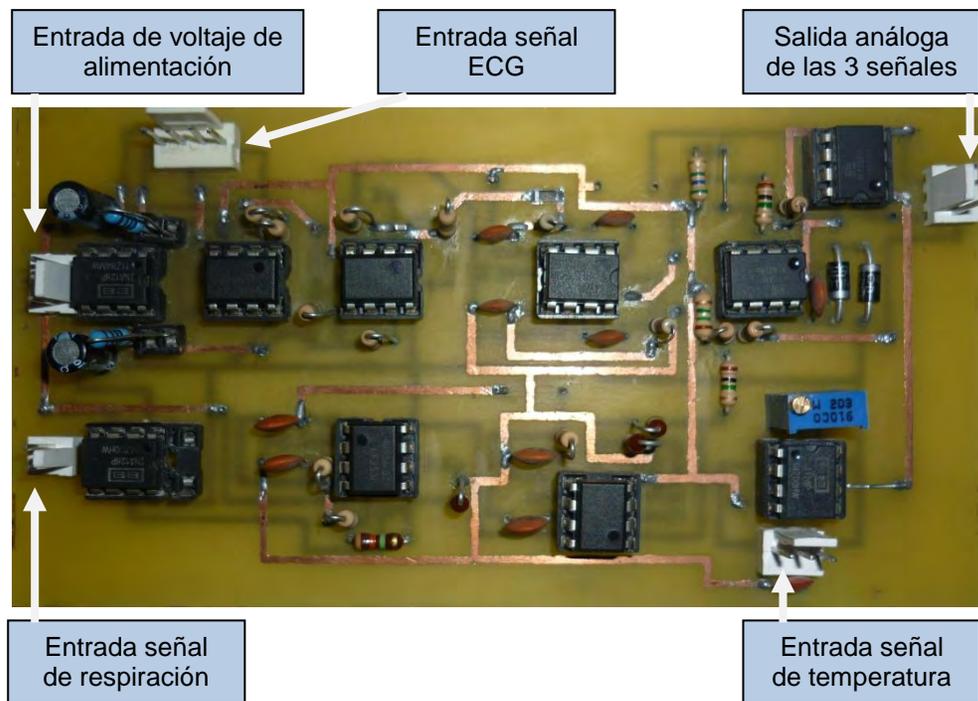
### 3.9.1 Diseño y construcción de las tarjetas de circuito impreso

Para una mejor ubicación y aprovechamiento del espacio, se diseñaron dos tarjetas denominadas análoga y digital, debido a las funciones que desempeñan dentro del sistema. Los esquemáticos y las rutas de los circuitos impresos se desarrollaron en la versión de prueba del CadSoft EAGLE 5.1. En la carpeta *PCB* dentro del CD-ROM (ANEXO B), se encuentran los archivos generados en EAGLE con los planos correspondientes en escala real.

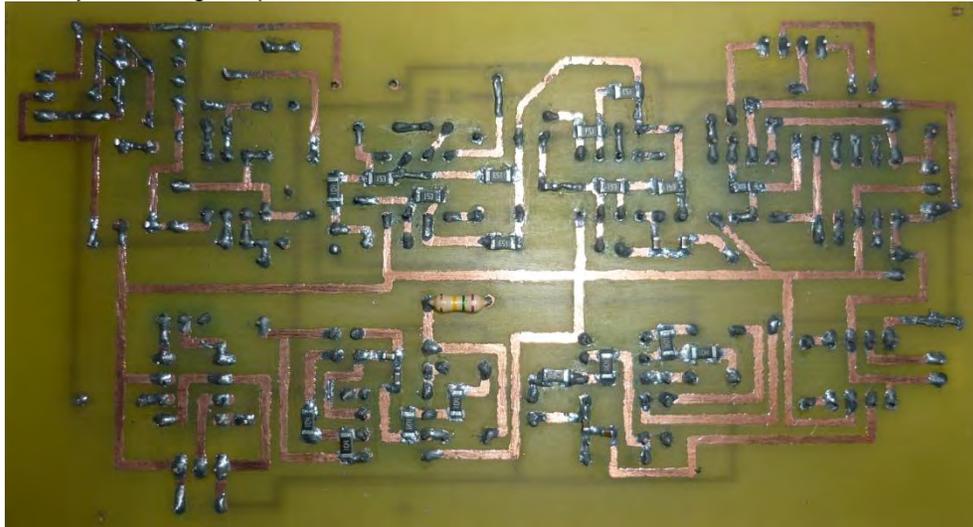
Para la fabricación de las tarjetas se utilizó un método “artesanal” (método de la plancha), en el cual se imprime el diseño sobre papel termosensible, utilizando tinta termotransferible como la utilizada en las impresoras laser, para que al aplicar calor sobre el papel, las rutas diseñadas se plasmen sobre la placa de cobre. Posteriormente se somete la placa a un ataque mediante cloruro férrico para eliminar el cobre excedente y así dejar únicamente el patrón especificado. Al tener las rutas deseadas se realizan las perforaciones pertinentes y se procede a soldar todos los elementos.

Puesto que, para el diseño e implementación de los filtros análogos se requieren capacitores de 2.2 $\mu$ F, los cuales comercialmente solo se consiguen para 250 voltios, se decidió utilizar capacitores de soldadura superficial para reducir el tamaño de la tarjeta, como se observa en las figuras Figura 83 y Figura 84.

**Figura 83.** Tarjeta análoga implementada - Cara superior.

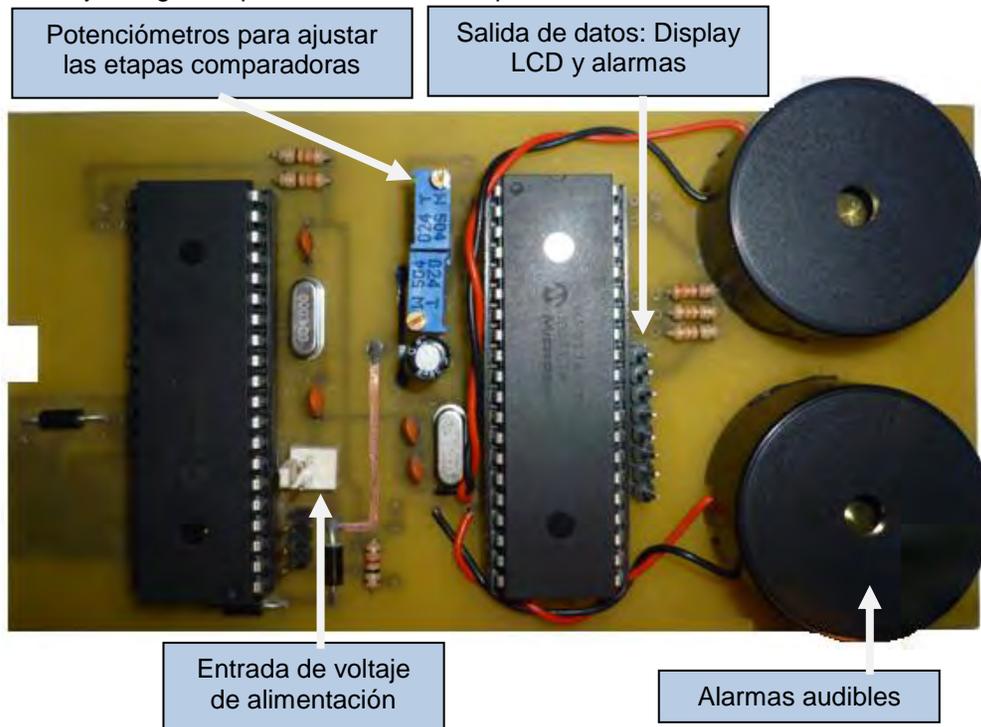


**Figura 84.** Tarjeta análoga implementada - Cara inferior.

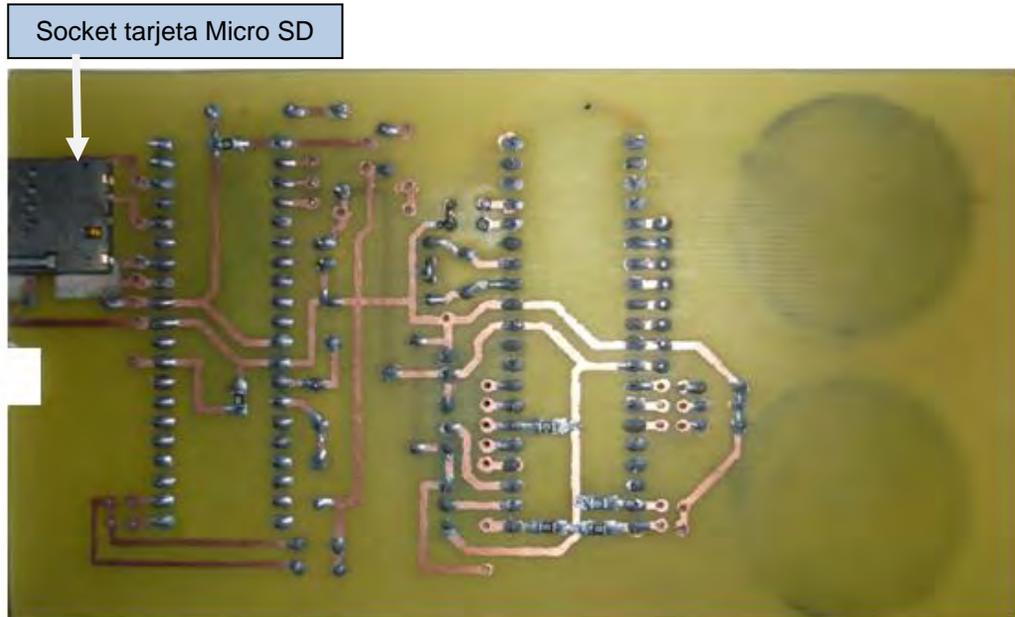


Las señales correctamente filtradas y adecuadas al margen de amplitud de la etapa digital se acoplan mediante conectores Molex a la tarjeta digital.

**Figura 85.** Tarjeta digital implementada - Cara superior.

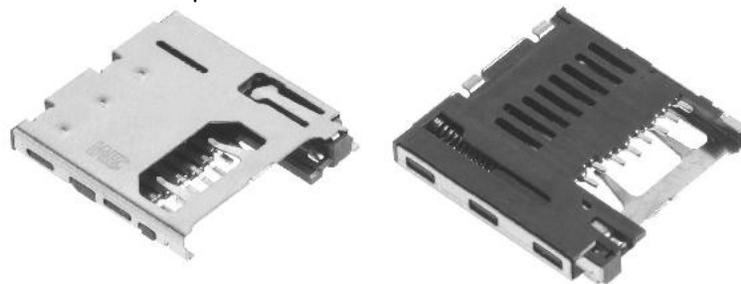


**Figura 86.** Tarjeta digital implementada - Cara inferior.



Para facilitar la conexión y desconexión de la memoria Micro SD a la tarjeta digital del Monitor de Signos Vitales, se utilizó un conector específico para tarjetas Micro SD, con un mecanismo de expulsión suave denominado Push-Push, el cual asegura la conexión y facilita la expulsión de la memoria. El conector utilizado es de montaje superficial.

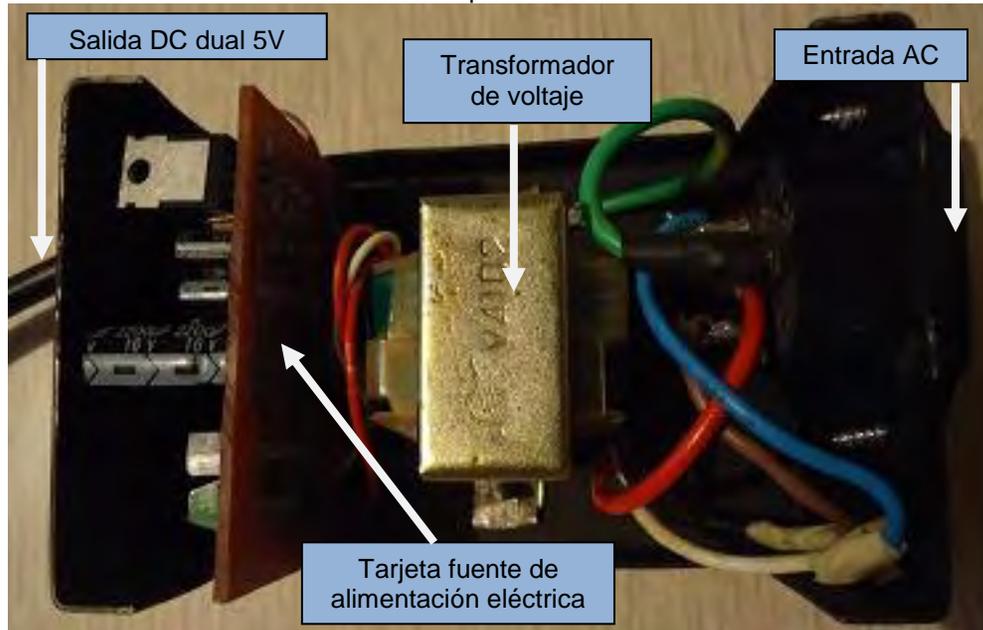
**Figura 87.** Fotografías del socket para la Memoria Micro SD.



Fuente: 3M™ Card Connector microSD™. Hoja de especificaciones. Pg. 1 [en línea].  
< [http://www.soselectronic.com/a\\_info/resource/f/2900\\_serie.pdf](http://www.soselectronic.com/a_info/resource/f/2900_serie.pdf)>

Por último se implementaron las tarjetas para los circuitos de alimentación eléctrica. Una de estas tarjetas se utilizó en la implementación de una fuente dual de 5V, la cual se ubicó en una carcasa metálica independiente para disminuir la interferencia que la red eléctrica puede ocasionar.

**Figura 88.** Fuente de alimentación eléctrica implementada.



Para garantizar la portabilidad del equipo, también se decidió implementar un circuito de alimentación eléctrica mediante baterías recargables de 9v, para lo cual se diseñó una etapa de regulación de voltaje y verificación del estado de carga de las baterías.

**Figura 89.** Tarjeta implementada para regulación de voltaje y verificación del estado de carga de las baterías.



Al culminar esta etapa se obtuvieron cuatro tarjetas con las siguientes medidas:

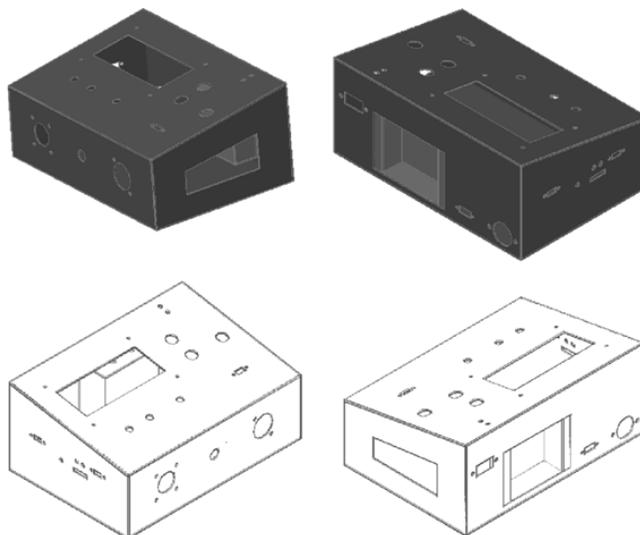
- Tarjeta análoga: 6.7cm de ancho por 12.5cm de largo.
- Tarjeta digital: 6.7cm de ancho por 12.5cm de largo.
- Tarjeta para la fuente de alimentación dual: 3cm de ancho por 6cm de largo.
- Tarjeta para regulación de voltaje y verificación del estado de carga de las baterías: 3.6cm de ancho por 5.3cm de largo.

### 3.9.2 Diseño y construcción de la carcasa

Teniendo en cuenta el tamaño de los elementos utilizados (display LCD, pulsadores, LEDs, etc), y el volumen ocupado por las tarjetas desarrolladas, se realizaron los planos de la estructura externa y un posterior modelado tridimensional para verificar la ubicación de los componentes. En la carpeta *EstructuraExterna* dentro del CD-ROM (ANEXO B), se encuentran los archivos generados en la versión de prueba de AutoCAD-2007 con los planos que indican las dimensiones exactas de la carcasa.

Con el fin de verificar la ubicación de los elementos internos, se realizó un modelado tridimensional en AutoCAD y posteriormente se realizó una maqueta en cartón paja de dicho modelado, para observar la disposición de los elementos en una forma tangible; de esta manera fue posible depurar el diseño inicial, para darle una mejor distribución a los conectores, al módulo LCD y a las tarjetas electrónicas implementadas.

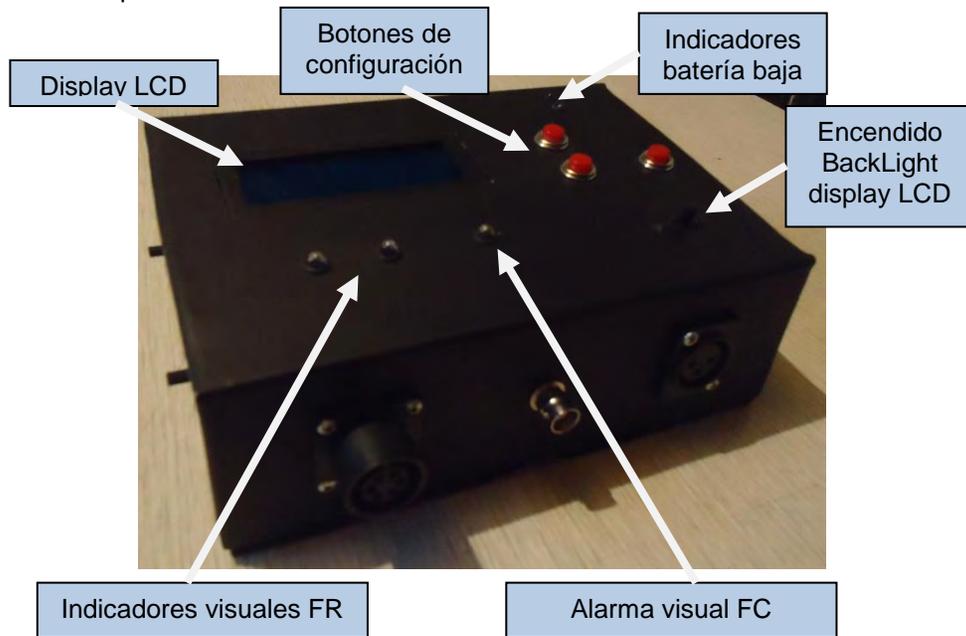
**Figura 90.** Vistas tridimensionales del diseño de la carcasa realizado en AutoCAD.



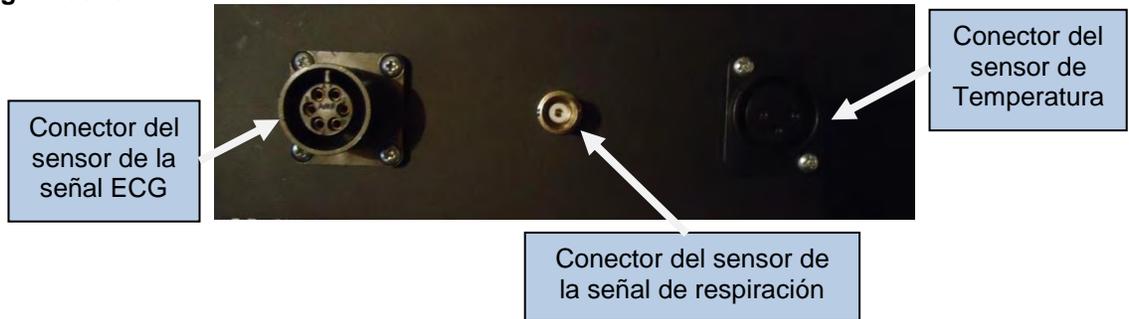
**Figura 91.** Maqueta de la estructura externa.



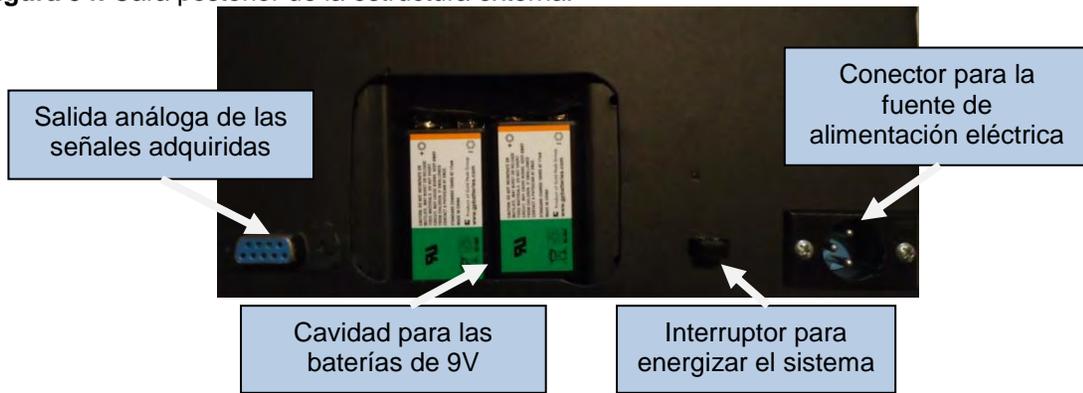
**Figura 92.** Cara superior de la estructura externa.



**Figura 93.** Cara frontal de la estructura externa.



**Figura 94.** Cara posterior de la estructura externa.



**Figura 95.** Fuente de alimentación eléctrica implementada.



**Figura 96.** Cargador y baterías de 9V.



## 4. RESULTADOS

Durante el diseño y la construcción de las diferentes etapas del Monitor de Signos Vitales, se realizaron pruebas de funcionamiento en el quirófano de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño con el fin de calibrar, detectar fallas y corregirlas, para que el comportamiento de los subsistemas que integran al monitor, logren el cumplimiento de los objetivos de este proyecto. Fue muy importante realizar las pruebas durante intervenciones quirúrgicas reales, ya que este es el ambiente en el cual se pretende que el dispositivo resultante tenga un adecuado comportamiento.

El dispositivo desarrollado cuenta con las siguientes características: portabilidad, presentación puntual de los parámetros fisiológicos requeridos, registro de respaldo de la información monitoreada, monitorización continua, utilización de sensores no invasivos, y terminales para la extracción de las señales acondicionadas por la tarjeta análoga del monitor. Además presenta una interfaz de usuario intuitiva, para una configuración sencilla.

Como se observó en el capítulo anterior, durante la elaboración de cada uno de los subsistemas para el procesamiento de las señales fisiológicas, se realizaron pruebas de funcionamiento. En la Tabla 13 se puede observar el tipo de paciente intervenido, la cirugía practicada, y la prueba realizada a los subsistemas de monitoreo con su respectivo resultado.

### 4.1 CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

Las características de las señales fisiológicas de entrada que admite la tarjeta análoga del Monitor de Signos Vitales deben estar dentro de los siguientes rangos:

**Tabla 12.** Características de las señales de entrada.

| Señal        | Amplitud (mV) |      | Frecuencia (Hz) |      |
|--------------|---------------|------|-----------------|------|
|              | Min.          | Max. | Min.            | Max. |
| Cardiaca     | 0,07          | 0,10 | 0.05            | 40   |
| Respiratoria | 0,01          | 0,05 | 0.06            | 0.66 |

Para la determinación de la frecuencia cardiaca se emplea una señal de reloj a 100Hz y para la frecuencia respiratoria se emplea una señal a 20Hz.

**Tabla 13.** Resultados de las pruebas realizadas al Monitor de Signos Vitales.

| Fecha (DD/MM/AA) | Paciente/Raza       | Peso (Kg) | Cirugía                           | Prueba  | Resultados   |
|------------------|---------------------|-----------|-----------------------------------|---|--|
| 4/11/2011        | Perro/French poodle | 6         | Esterilización                    | Adquisición de la señal cardiaca, etapa análoga.                      | Se obtuvo la señal con las características deseadas.   |
| 11/11/2011       | Perro/Mestizo       | 17        | Esterilización                    | Sensado de respiración con acelerómetro, etapa análoga.               | Se obtuvo una señal proporcional al movimiento del abdomen, pero los movimientos propios de la cirugía afectaban su calidad. |
| 11/11/2011       | Perro/Bull terrier  | 21        | Esterilización                    | Adquisición de la señal cardiaca.                                     | Se corroboró que el diseño propuesto funciona en pacientes más robustos.   |
| 17/11/2011       | Perro/Pincher       | 4         | Extirpación de tumor en la ingle. | Adquisición de la respiración con termocupla etapa análoga.           | Se obtuvo una señal proporcional a los cambios de temperatura debidos al flujo de aire por la respiración.                   |
| 01/12/2011       | Perro/Labrador      | 40        | Extirpación de tumor en la oreja. | Termómetro etapa análoga y digital.                                   | Se visualiza el dato de temperatura en un modulo LCD, pero con un desfase de dos grados respecto a un termómetro patrón.     |
|                  |                     |           |                                   | Adquisición de la respiración con termocupla etapa análoga y digital. | Se corroboró que el diseño propuesto funciona en pacientes más robustos.   |
| 02/03/2012       | Gato/Mestizo        | 3         | Esterilización.                   | Ajuste del termómetro.  | Se obtiene una lectura muy próxima a la del termómetro patrón.   |
| 09/03/2012       | Gato/Mestizo        | 4         | Solo inducción.                   | Termómetro.   | Se corroboró que el diseño propuesto funciona en diferentes pacientes.   |
|                  |                     |           |                                   | Señal cardiaca.   | Se corroboró que el diseño propuesto funciona en gatos.  |

Gracias a la etapa de adecuación de la señal de temperatura y a la conversión A/D de 9 bits, se obtiene un termómetro rectal con una resolución en la medida de 0.1°C, con un rango de medición de 0°C a 51.1°C.

La etapa de registro de información permite una adquisición (10 bits a 1kS/s) de 3 señales análogas cuyas amplitudes pueden variar entre 0 y 3.6V, y un almacenamiento simultaneo de las tres señales en una memoria Micro SD de 1Gb, permitiendo grabar información de diferentes cirugías durante 99 horas.

El Monitor de Signos Vitales dispone de un conector DB9, al cual se acoplan las señales de salida de la tarjeta análoga, facilitando la extracción de estas señales sin la necesidad de desarmar el equipo y realizar conexiones extra. Estas señales tienen un margen de amplitud de 0 a 3.6V.

## 4.2 PRUEBA DE FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO

Con el fin de comprobar el correcto funcionamiento del Monitor de Signos Vitales, se realizó una prueba con un perro de 4 meses, el cual fue inducido mediante anestesia general, a este paciente se le monitorizó la Frecuencia Cardíaca, Frecuencia Respiratoria y Temperatura mediante la ejecución de los siguientes pasos:

- Se ubicó el Monitor de Signos Vitales en una mesa para instrumentos quirúrgicos, cerca a la camilla para cirugía.

**Figura 97.** Ubicación del Monitor de Signos Vitales en el quirófano.



- Se induce al paciente, mediante anestesia general, y se lo ubica en la camilla para cirugía.

**Figura 98.** Ubicación del paciente sobre la camilla.



- El médico veterinario introduce el tubo endotraqueal para posteriormente ubicar el transductor de respiración (termocupla).

**Figura 99.** Ubicación del tubo endotraqueal.



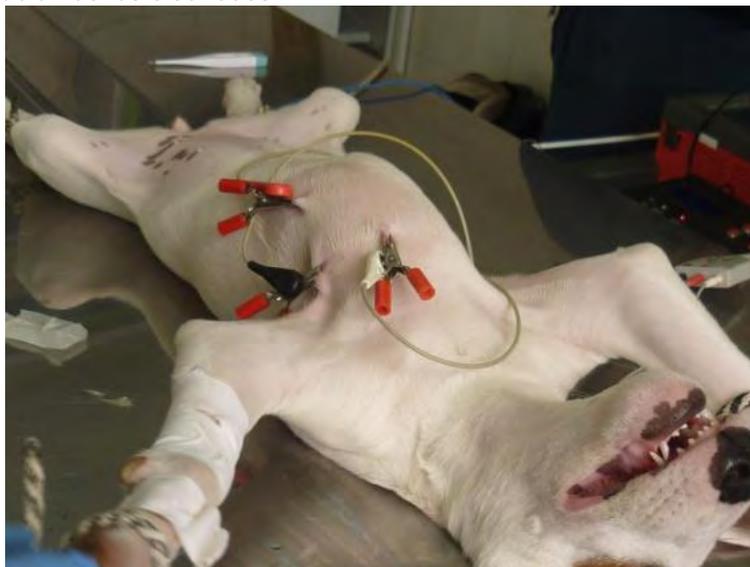
- Se coloca la termocupla dentro del tubo endotraqueal al límite de la boca del paciente.

**Figura 100.** Ubicación de la termocupla.



- Se aplican los electrodos al paciente en la parte superior izquierda del pecho (sobre el corazón), evitando que entre los electrodos y la piel se encuentren pelos.

**Figura 101.** Aplicación de los electrodos.



- Se introduce el termómetro por el recto del paciente.

**Figura 102.** Ubicación del termómetro.



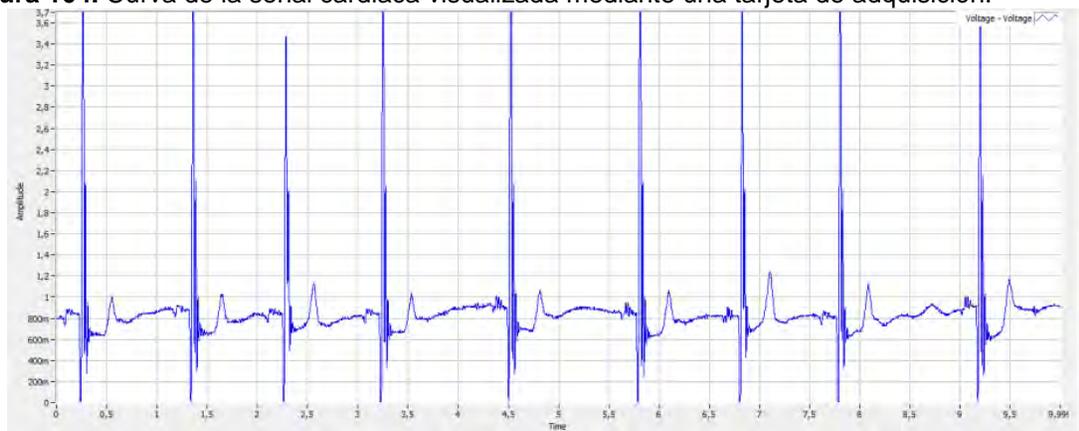
- Se enciende el Monitor de Signos Vitales y se escoge el paciente correspondiente (en este caso cachorro).

**Figura 103.** Monitor de Signos Vitales en funcionamiento.

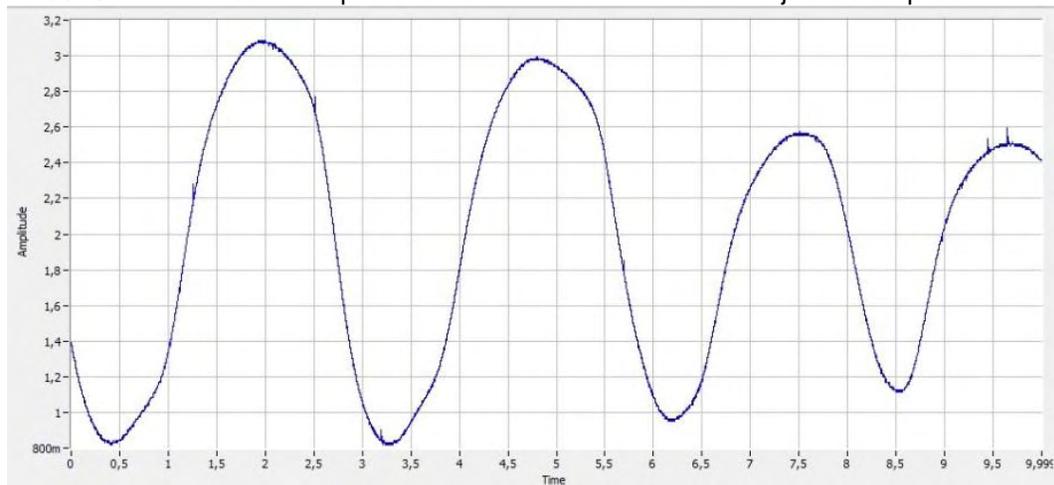


- A través del conector de salida de señales análogas del monitor de Signos Vitales se obtienen las curvas de las señales cardiaca y respiratoria, mediante la utilización de una tarjeta de adquisición de datos NI USB – 6008 DAQ de la empresa National Instruments y un computador portátil con Sistema Operativo Windows XP o superior.

**Figura 104.** Curva de la señal cardiaca visualizada mediante una tarjeta de adquisición.



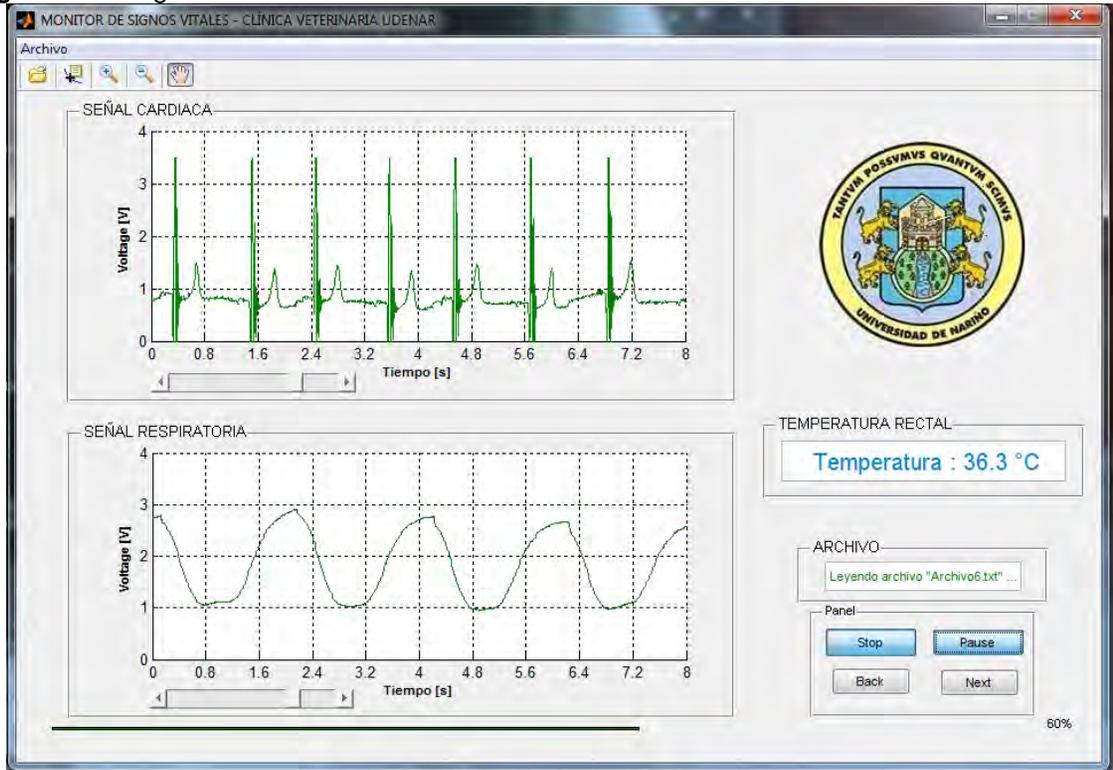
**Figura 105.** Curva de la señal respiratoria visualizada mediante una tarjeta de adquisición.



Los límites del área de visualización de las señales obtenidas mediante la tarjeta de adquisición, tienen un rango de 0 a 3,7V en el eje de la amplitud, y de 0 a 10s en el eje del tiempo.

- Para visualizar la información almacenada en la memoria Micro SD, se conectó la memoria a un computador en el que previamente se instaló el Software de Visualización del registro generado por el Monitor de Signos Vitales.

**Figura 106.** Registro de la información de las señales monitoreadas.



- Por último se realizó una toma de datos para corroborar los resultados obtenidos mediante el Monitor de Signos Vitales, con los obtenidos mediante monitorización básica.

**Tabla 14.** Comparación entre los datos obtenidos mediante el Monitor de Signos Vitales y la auscultación realizada por el médico veterinario.

| Datos obtenidos mediante la auscultación del médico veterinario |            |            | Datos obtenidos mediante el Monitor de Signos Vitales |            |            |
|---|------------|------------|---|------------|------------|
| F.C. [LPM]  | F.R. [RPM] | Temp. [°C] | F.C. [LPM]  | F.R. [RPM] | Temp. [°C] |
| 152   | 28         | 37.8       | 158   | 25         | 37.6       |
| 148   | 24         | 37.9       | 154   | 28         | 37.7       |
| 156   | 20         | 37.9       | 162   | 22         | 37.7       |
| 168   | 24         | 37.9       | 170   | 27         | 37.7       |
| 160   | 20         | 37.5       | 164   | 24         | 37.6       |
| 168   | 24         | 37.7       | 172   | 28         | 37.6       |
| 156   | 24         | 37.8       | 157   | 25         | 37.5       |
| 160   | 24         | 37.8       | 167   | 20         | 37.6       |
| 188   | 20         | 37.5       | 181   | 18         | 37.6       |
| 164   | 24         | 37.6       | 159   | 22         | 37.5       |

El procedimiento realizado por el médico veterinario para obtener los datos de Frecuencia Cardíaca, consistió en oír los sonidos característicos del corazón con ayuda de un fonendoscopio durante 15 segundos, para luego multiplicar el valor obtenido por cuatro y así determinar la Frecuencia Cardíaca en Latidos Por Minuto. Para la determinación de la Frecuencia Respiratoria, el médico contabilizó el número de respiraciones durante 15 segundos, visualizando los movimientos del tórax, y posteriormente multiplicó el valor obtenido por cuatro, para expresar la Frecuencia Respiratoria en Respiraciones Por Minuto. Para el caso de la temperatura corporal, fue necesario introducir la sonda para determinar la temperatura rectal y el termómetro digital de la Clínica Veterinaria al mismo tiempo, aprovechando el pequeño tamaño de los dispositivos, para tomar nota simultáneamente de los valores obtenidos en cada termómetro.

## 5. CONCLUSIONES

- Con el desarrollo del proyecto, se estableció un vínculo cooperativo interdisciplinario, entre el programa de Ingeniería Electrónica y el programa de Medicina Veterinaria, sentando un precedente para la realización de posteriores proyectos de desarrollo de dispositivos electrónicos, cuyos objetivos estén orientados al apoyo de las actividades académicas e investigativas desarrolladas en otras facultades de la Universidad de Nariño.
- El sistema desarrollado para monitorear los signos vitales, permite visualizar mediante un módulo LCD alfanumérico los valores de frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y temperatura corporal, en pacientes bajo anestesia en procedimientos quirúrgicos de la Clínica Veterinaria de la Universidad de Nariño, basándose en métodos no invasivos para la extracción de las señales que proporcionan los parámetros fisiológicos.
- El sistema desarrollado cuenta con una interfaz de usuario intuitiva, para la selección del paciente a monitorear, permitiendo configurar la activación de las alarmas de sobrepaso de los límites del rango normal de la frecuencia cardiaca y frecuencia respiratoria, contribuyendo a la detección temprana de casos de apnea, bradipnea, taquipnea, bradicardia o taquicardia.
- El sistema implementado, ayuda al médico veterinario a determinar la estabilidad del paciente durante la intervención quirúrgica, puesto que adquiere los signos vitales de forma continua, y su algoritmo de procesamiento permite una presentación inmediata de los cambios en los parámetros fisiológicos monitoreados.
- Se desarrolló un sistema de registro para las señales adquiridas, el cual permite la digitalización y el almacenamiento de señales análogas, dando un soporte de los datos monitoreados durante la intervención quirúrgica. Este sistema puede ser adaptado para registrar señales con características similares a las señales monitoreadas en esta investigación, en el desarrollo de proyectos de adquisición y registro de señales en Ingeniería Electrónica.
- El desarrollo de este dispositivo, brinda a la comunidad académica del programa de Medicina Veterinaria, un elemento didáctico, que puede ser utilizado en diferentes asignaturas como: cirugías de pequeñas especies, clínica de pequeños, profundización en cirugías, profundización en silvestres, farmacología, entre otras, contribuyendo al avance en la calidad académica del programa y por ende al de la Universidad de Nariño.

## 6. RECOMENDACIONES

Es necesario que la instalación eléctrica de los sitios en que se va a utilizar el Monitor de Signos Vitales, tengan las condiciones de seguridad eléctrica de un entorno hospitalario<sup>11</sup>, entre estas la disposición de una puesta a tierra adecuada, para evitar descargas eléctricas a través del paciente o del usuario del Monitor de Signos Vitales, por esta razón se recomienda no usarlo en sitios donde se tengan dudas acerca de la integridad de la conexión a tierra.

Para futuros trabajos de investigación, en que sea necesario visualizar las formas de onda de la señal cardiaca y respiratoria, se recomienda utilizar una tarjeta de desarrollo que disponga de un modulo LCD gráfico con una resolución mínima de 240x320 pixeles, la cual puede ser configurada para acoplarse al Monitor de Signos Vitales desarrollado, mediante el conector de salidas análogas ubicado en su panel trasero.

Experiencias como la mostrada deben ser apoyadas, no se requieren exageradas inversiones, se cuenta con el recurso humano y tecnológico para hacerlo, el punto de partida es la confianza en el capital humano de docentes y estudiantes que hayan manifestado su compromiso con la profesión a través de resultados tangibles en sus proyectos de investigación, y el acercamiento entre universidad y región, para consolidar una verdadera cohesión que de paso a la formación de mejores ingenieros, para el desarrollo de mejores procesos y productos, generando un incremento en los indicadores de desarrollo tecnológico de la región.

---

<sup>11</sup> Seguridad Eléctrica Ltda. Continuación Anexo General Reglamento Técnico de Instalaciones Eléctricas - RETIE. Bogotá, agosto 2008. p. 172-175.

## BIBLIOGRAFÍA

- BATES, Jason. Lung mechanics an inverse modeling approach. New York: Cambridge University Press, 2009. p. 15-16.
- BRONZINO, Joseph. The biomedical engineering handbook, 2 ed. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. Section II-13.
- CANTALAPIEDRA, Antonio. CRUZ, Ignacio. Monitorización anestésica en los pequeños animales. Consulta de Difusión Veterinaria S.L.: Revista Española Consulta de Difusión Veterinaria. Vol. 9. (2001); p. 105-116.
- CLARCK, Jhon et al. Medical Instrumentation Application and Design. 4 ed. Hoboken: WILEY, 2010. p. 648-664.
- DANERI, Pablo. Electromedicina equipos de diagnóstico y cuidados intensivos. Buenos Aires: Editorial Hispano Americana S.A. 2007. p. 33-63.
- DUKE, Tania. Técnicas de Anestesia y Analgésica local y regional en el perro y el gato. Consulta de Difusión Veterinaria S.L.: Revista Española Consulta de Difusión Veterinaria. Vol. 9. (2001); p. 97-104.
- FRANCO, Sergio. Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits, 3a. ed. New York: McGraw–Hill, 2002. p. 17-19.
- FRIEDMAN, Michael. Apnea del sueño y roncopatía: Tratamiento médico y quirúrgico. Barcelona: Elsevier, 2009. p. 30.
- IBRAHIM, Dogan. Microcontroller Based Temperature Monitoring and Control. Oxford: Elsevier Science, 2002. p 57-58. p. 129-132.
- MONTOYA, ALONSO, José. YNARAJA RAMÍREZ, Enrique. Manual práctico de electrocardiografía en pequeños animales. Barcelona: Elsevier, 2007. p. 54-55.
- MUIR, William. HUBBELL John. BEDNARSKI, Richard. SKARDA, Roman. Manual de anestesia veterinaria. 4 ed. Madrid: Elsevier, 2008. p. 269-274.
- PALACIOS MUNICIO, Enrique. DOMÍNGUEZ, Fernando. LÓPEZ PÉREZ, Lucas. Microcontrolador PIC16F84: Desarrollo de proyectos, 2 ed. México, D.F.: Alfaomega Grupo Editor, 2006. p. 223-233.

PALLAS ARENY, Ramón. Adquisición y distribución de señales ,1 ed. Barcelona: Marcombo S.A., 1993. p. 1-84.

Seguridad Eléctrica Ltda. Continuación Anexo General Reglamento Técnico de Instalaciones Eléctricas - RETIE. Bogotá, agosto 2008. p. 172-175.

SCHAER, Michael. Medicina Clínica del Perro y el Gato. 4 ed. Barcelona: Elsevier, 2006. p. 560.

ARCA, José. Problemas en el corazón del perro [en línea].  
<<http://www.educarunperro.com/blog/corazon-del-perro/>>  
[Citado junio 10 de 2011].

BAREA, Rafael. Instrumentación Biomédica: Introducción y conceptos básicos de la instrumentación biomédica. Universidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. p. 5-16 [en línea].  
< <http://193.146.57.132/depeca/repositorio/ asignaturas/5/Tema1.PDF>>  
[Citado junio 10 de 2011].

KUGELSTADT, Thomas. Op Amps for Everyone: Active Filter Design Techniques. Texas Instruments. p. 6 [en línea].  
< <http://www.ti.com/lit/ml/sloa088/sloa088.pdf>>  
[Citado julio 5 de 2011].

SANTAMARINA, Germán. SUAREZ, María. Consulta de difusión veterinaria: Electrocardiografía. Departamento de patología animal. Facultad de veterinaria de Lugo. p. 3 [en línea].  
< <http://es.scribd.com/doc/59058356/Manual-Ecg>>  
[Citado junio 25 de 2011].

Analog Devices. Hoja de datos AD 620. [en línea]  
< [http://www.stanford.edu/class/ee122/Parts\\_Info/datasheets/ad620.pdf](http://www.stanford.edu/class/ee122/Parts_Info/datasheets/ad620.pdf)>  
[Citado junio 30 de 2011].

Microchip. Hoja de datos Microcontrolador PIC16F877A. [en línea]  
< <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>>  
[Citado septiembre 10 de 2011].

Microchip. Hoja de datos Microcontrolador PIC18F4550. [en línea]  
< <http://www.create.ucsb.edu/~dano/CUI/PIC18F4550datasheet.pdf>>  
[Citado diciembre 15 de 2011].

National Semiconductor. National temperature sensor handbook. [en línea]  
<[http://www.national.com/assets/en/other/TempSensorHandbook\\_2008.pdf](http://www.national.com/assets/en/other/TempSensorHandbook_2008.pdf)>. [Citado diciembre 2 de 2011].

Sigma Electronica. Hoja de datos Tarjeta MMA7361L. [en línea]  
<<http://www.sigmaelectronica.net/manuals/HOJA%20REFERENCIA%20TARJETA%20MMA7361L.pdf>> [Citado octubre 10 de 2011].

Texas Instruments. Hoja de datos INA 128. [en línea]  
<<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/texasinstruments/ina128.pdf>> [Citado junio 30 de 2011].

Texas Instruments. Hoja de datos LF 353. [en línea]  
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lf353-n.pdf>> [Citado junio 30 de 2011].

Texas Instruments. Hoja de datos LM 311. [en línea]  
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm311-n.pdf>> [Citado junio 30 de 2011].

Texas Instruments. Hoja de datos LM35. [en línea]  
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>> [Citado octubre 11 de 2011].

Texas Instruments. Hoja de datos OPA 2336. [en línea]  
<<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa336.pdf>> [Citado diciembre 2 de 2011].

Texas Instruments. Op Amps for Everyone. [en línea]  
<<http://www.ti.com/lit/an/slod006b/slod006b.pdf>> [Citado octubre 11 de 2011].

TOPWAY. Hoja de datos Modulo LCD LMB204BFC. [en línea]  
<<http://www.sigmaelectronica.net/manuals/LMB204BFC.pdf>> [Citado octubre 10 de 2011].