

**DISPOSITIVO PARA TELEMETRÍA DE SEÑALES BIOLÓGICAS QUE PERMITE  
LA UTILIZACIÓN DE DIFERENTES TECNOLOGÍAS**

**HARVEY ENRIQUE MELO LEÓN**

**Código: 1400240**

**ASCANIO JOSÉ MAYA QUINTERO**

**Código: 1400280**

**UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROGRAMA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES**

**BOGOTÁ, JULIO DE 2009**

**DISPOSITIVO PARA TELEMETRÍA DE SEÑALES BIOLÓGICAS QUE PERMITE  
LA UTILIZACIÓN DE DIFERENTES TECNOLOGÍAS**

**HARVEY ENRIQUE MELO LEÓN**

**Código: 1400240**

**ASCANIO JOSÉ MAYA QUINTERO**

**Código: 1400280**

**Trabajo final de Auxiliar de Investigación presentado como requisito para  
optar por el título como Ingeniero en Telecomunicaciones**

**GRUPO DE INVESTIGACIÓN TIGUM**

**DIRECTOR**

**Ing. Dora María Ballesteros Larrotta M.Sc.**

**UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA**

**PROGRAMA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES**

**BOGOTÁ, JULIO DE 2009**

**Nota de Aceptación:**

---

---

---

---

---

---

**Jurado 1**

---

**Jurado 2**

**Bogotá D. C. Julio de 2009.**

## **DEDICATORIA**

*A María Gladys y Luis Eduardo, quienes me han brindado apoyo y amor incondicional en los momentos en los cuales los he necesitado, quienes me han formado íntegramente con valores inquebrantable, nunca olvidare todo lo que he aprendido de ustedes. Son lo más importante en mi vida, esto es por ustedes, gracias.*

*Harvey*

## **DEDICATORIA**

*A Mercedes y Cristóbal, por guiarme a lo largo de mi vida, ayudarme con su apoyo incondicional a ampliar mis conocimientos y estar más cerca de mis metas profesionales ya que así pude lograr la culminación de mi carrera y aprender lo necesario para desempeñarme a lo largo de mi vida social y profesional.*

*Ascanio José*

## **AGRADECIMIENTOS**

A la Universidad Militar Nueva Granada por brindarnos la educación a lo largo de estos años y por proporcionarnos todas las herramientas necesarias para desempeñarnos en nuestra futura vida profesional.

A la Facultad de Ingeniería en Telecomunicaciones y a su cuerpo de docentes por estar atentos a las necesidades de los estudiantes y solucionar prontamente las diversas dudas que se presentaron a lo largo de la carrera.

Al Ing. Luís Eduardo Tabares, director del programa de ingeniería de Telecomunicaciones

Al director de nuestro trabajo de grado, la Ingeniera Dora María Ballesteros, por colaborarnos oportunamente con las dudas que se presentaron a lo largo de la realización del trabajo final y por suministrar las herramientas metodológicas adecuados para facilitar el desarrollo del mismo.

A nuestros queridos padres, seres fundamentales en nuestro existir y como base de nuestra enseñanza y estructura de educación.

A nuestros hermanos quienes fueron fuente alentadora para continuar y no dejar desfallecer todo el esfuerzo.

## TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	21
1.1 TITULO.....	23
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	23
1.3 OBJETIVOS.....	23
1.3.1 Objetivo General .....	24
1.3.2 Objetivos Específicos .....	24
1.4 ANTECEDENTES.....	24
1.4.1 Nacionales .....	24
1.4.2 Internacionales.....	25
1.5 RESEÑA DEL GRUPO DE INVESTIGACIÓN.....	26
1.5.1 Semilleros del Grupo de Investigación TIGUM .....	26
1.5.2 Semillero MIZAR .....	28
2. MARCO TEÓRICO.....	30
2.1 SEÑALES UTILIZADAS EN LA TRANSMISIÓN .....	30
2.1.1 Electrocardiograma .....	30
2.1.2 Temperatura Corporal.....	32
2.2 TECNOLOGÍAS DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICA.....	35
2.2.1 Radiofrecuencia .....	36
2.2.2 Tecnología GSM .....	36
2.2.3 Tecnología GPRS .....	36
2.2.4 Tecnología 3G.....	37

2.2.5	Bluetooth .....	37
2.2.6	ZigBee .....	37
2.2.7	Wi-Fi .....	38
2.2.8	Wi-Max .....	38
2.2.9	IrDA .....	38
2.2.10	IDERLAND .....	38
2.3	TECNOLOGÍAS DE TRANSMISIÓN ALÁMBRICA .....	39
2.3.1	EIA/TIA 232 .....	39
2.3.2	EIA/TIA 485 .....	39
2.3.3	EIA/TIA 530 .....	39
3.	INGENIERÍA DEL PROYECTO .....	40
3.1	ESTADO DEL ARTE .....	40
3.2	REQUERIMIENTOS DE DISEÑO .....	41
3.2.1	Usuario .....	41
3.2.2	Técnico .....	41
3.3	VARIABLES DE INGENIERÍA .....	42
3.3.1	Módulo de Adquisición de Señales .....	42
3.3.2	Módulo de Transmisión y Recepción .....	43
3.4	SELECCIÓN DE TECNOLOGÍAS .....	45
3.4.1	Tecnología Alámbrica .....	46
3.4.2	Tecnologías Inalámbricas .....	46
3.5	DESARROLLO DEL PROYECTO .....	52
3.5.1	Módulo de Adquisición de Señales .....	53



3.5.2	Módulo de Transmisión y Recepción .....	63
3.5.3	Fuente de Alimentación.....	95
3.5.4	Integración de los Módulos .....	98
3.5.5	Interfaz de Usuario.....	120
4.	PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS .....	126
4.1	MÓDULO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES .....	126
4.1.1	Señal ECG .....	126
4.1.2	Señal Temperatura Corporal.....	129
4.2	MÓDULO DE TRANSMISIÓN DE SEÑALES.....	131
4.2.1	Prueba de conectividad.....	131
4.2.2	Prueba de disponibilidad de la tecnología.....	138
4.2.3	Prueba de calidad en la resolución de la señal .....	140
4.2.4	Prueba sin línea de vista.....	181
5.	CONCLUSIONES .....	184
6.	RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO.....	186
	REFERENCIAS .....	187

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Organigrama Investigación Grupo TIGUM.....	28
Figura 2. Partes de la Onda Cardíaca.....	31
Figura 3. Electrodo.....	32
Figura 4. Termómetros Axilares.....	33
Figura 5. Termistor h2010.....	35
Figura 6. Sistema Actual en el Contexto Hospitalario .....	40
Figura 7. Sistema Propuesto Dispositivo para Telemetría .....	52
Figura 8. Sistema Propuesto Central de Monitoreo .....	52
Figura 9. Diagrama de bloques Acondicionamiento de la Señal ECG .....	53
Figura 10. Electrodo.....	53
Figura 11. Diseño esquemático del Amplificador Instrumental .....	55
Figura 12. Filtro Pasa banda de segundo orden .....	55
Figura 13. Diseño Esquemático del Filtro Pasa-alto .....	57
Figura 14. Diseño Esquemático Filtro Pasa-bajo .....	58
Figura 15. Diseño Esquemático Filtro Pasa-bajo .....	59
Figura 16. Diseño Esquemático Elevador de Nivel DC.....	60
Figura 17. Diagrama de bloques de la Temperatura Corporal .....	60
Figura 18. Divisor de voltaje.....	61
Figura 19. Transmisión Serie .....	63
Figura 20. Sistema de Transmisión inalámbrica .....	65
Figura 21. Diagrama de flujo de la transmisión serial. ....	70
Figura 22. Diagrama de flujo de la recepción serial.....	71

Figura 23. Esquema del adaptador de nivel .....	75
Figura 24. Diseño esquemático del circuito MAX 232.....	75
Figura 25. Tipos de conectores DB9.....	76
Figura 26. Inicio del software Parani 10 Manager V1.0 .....	77
Figura 27. Configuración del Parani 10.....	78
Figura 28. Cambiar configuración del Parani 10 .....	79
Figura 29. Configuración realizada por el usuario en el Parani 10.....	79
Figura 30. Inicio de programa del dispositivo Bluetooth.....	80
Figura 31. Asistente para agregar dispositivos Bluetooth .....	81
Figura 32. Búsqueda de los dispositivos con que va a entablar comunicación .....	81
Figura 33. Dispositivos encontrados para establecer la comunicación .....	82
Figura 34. Elección de clave de paso .....	82
Figura 35. Estableciendo comunicación entre los dispositivos Bluetooth .....	83
Figura 36. Conexión correcta entre los dispositivos Bluetooth.....	83
Figura 37. Circuito con diodo zener de 3.3v .....	84
Figura 38. Transmisión en modo ShockBurst .....	85
Figura 39. Recepción en modo ShockBurst.....	85
Figura 40. Convergencia del dato de salida con el dato de entrada .....	86
Figura 41. Comunicación full dúplex con los módulos TRF-2.4G .....	86
Figura 42. Comunicación con los módulos TRF-2.4G, TLP434A y RLP434 .....	87
Figura 43. Forma de ingresar la configuración en el pin DATA del módulo TRF- 2.4G .....	90
Figura 44. Modo Standby del módulo TRF-2.4G .....	91
Figura 45. Trama del fabricante para transmisión en modo directo .....	91

Figura 46. Estructura de los datos al ingresar al módulo TRF-2.4G .....	92
Figura 47. Trama a transmitir por el módulo TRF-2.4G .....	92
Figura 48. Tiempos de muestreo .....	92
Figura 49. Comunicación simplex desde el dispositivo hasta la central de enfermería .....	93
Figura 50. Comunicación simplex desde la central de enfermería hasta el dispositivo .....	94
Figura 51. Configuración módulos ZigBee .....	95
Figura 52. Diseño esquemático fuente de 5V .....	96
Figura 53. Diseño esquemático fuente de -5V .....	97
Figura 54. Diseño esquemático fuente de 3.5V .....	98
Figura 55. Diagrama de bloques de las fuentes integradas .....	98
Figura 56. Tiempo de transmisión de muestras .....	102
Figura 57. Toma de muestras no equidistantes .....	103
Figura 58. Diagrama de flujo arquitectura del microcontrolador para la transmisión .....	103
Figura 59 Bytes de Transmisión .....	104
Figura 60. Tiempos de transmisión de una trama a 25 Bytes .....	107
Figura 61. Tiempos de transmisión de una trama a 5 Bytes .....	107
Figura 62. Multiplexación de dos canales .....	108
Figura 63. Toma de muestras equidistantes para 19200 baudios .....	108
Figura 64. Estructura de la trama .....	109
Figura 65. Indicador de inicio de la trama .....	109

Figura 66. Protocolo de comunicación entre el dispositivo y la central de enfermería .....	110
Figura 67. Toma de muestras para una señal biológica .....	112
Figura 68. Toma de muestras para dos señales biológicas.....	113
Figura 69. Toma de muestras de las señales ECG y Temperatura de los Pacientes 1 y 2.....	113
Figura 70. Diagrama de flujo del programa desarrollado en el PIC .....	117
Figura 71. Diseño esquemático de la configuración del transistor 222a .....	119
Figura 72. Diseño de hardware en la integración de los módulos .....	120
Figura 73. Diagrama de flujo con los parámetros de diseño en la interfaz de usuario .....	122
Figura 74. Administrador de dispositivos .....	123
Figura 75. Propiedades del puerto serial .....	124
Figura 76. Configuración del puerto serie .....	124
Figura 77. Configuración avanzada del puerto serial.....	125
Figura 78. Entorno grafico de la interfaz de usuario .....	125
Figura 79 Salida de amplificador instrumental .....	127
Figura 80. Salida del filtro pasa alto.....	128
Figura 81. Salida del filtro pasa bajo.....	128
Figura 82. Salida del elevador de nivel DC.....	129
Figura 83 Distribución de los tiempos de sincronización para cada tecnología a una distancia de 10m.....	133
Figura 84. Prueba de sincronización sin línea de vista a 15m .....	182

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de sensores de temperatura .....	34
Tabla 2. Capacidad de transferencia .....	45
Tabla 3. Comparación de Tecnologías Inalámbricas .....	47
Tabla 4. Evaluación de las tecnologías Inalámbricas .....	51
Tabla 5. Estructura del Registro TXSTA .....	66
Tabla 6. Estructura del Registro RCSTA .....	67
Tabla 7. Estructura del Registro BAUDCON.....	68
Tabla 8. Cálculos de velocidad de comunicación para el modo asíncrono.....	72
Tabla 9. Especificación de los conectores del puerto serie RS-232 .....	76
Tabla 10. Estructura de la palabra de configuración para el TRF-2.4G .....	88
Tabla 11. Configuración potencia de transmisión del módulo TRF-2.4G.....	88
Tabla 12. Distribución palabra de configuración para tx en módulo TRF-2.4G.....	90
Tabla 13. Modo de ingresar la configuración en el módulo TRF-2.4G.....	90
Tabla 14. Palabra de configuración para recepción en módulo TRF-2.4G .....	93
Tabla 15. Valores de las corrientes y voltajes consumidos por las tecnologías.....	96
Tabla 16. Toma de muestras por trama .....	111
Tabla 17. Estructura de la Trama.....	112
Tabla 18. Configuración And.....	118
Tabla 19. Prueba de la señal de temperatura corporal .....	130
Tabla 20 Tiempo de sincronización a una distancia de 10m .....	132
Tabla 21. Tiempo de sincronización a una distancia de 15m .....	134
Tabla 22. Tiempo de sincronización a una distancia de 20m .....	135

Tabla 23. Tiempo de sincronización a una distancia de 30m .....	136
Tabla 24. Tiempo de sincronización a una distancia de 60m .....	137
Tabla 25. Tiempo mínimo y máximo de sincronización de las tecnologías por distancias .....	138
Tabla 26. Número de fallos en la comunicación por tecnologías .....	139
Tabla 27. Prueba de calidad por Bluetooth de señal a 700 muestras/s a 10m ....	141
Tabla 28. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por Bluetooth.....	142
Tabla 29. Prueba de calidad por Bluetooth de señales a 350 muestras/s a 10m	143
Tabla 30. Prueba de calidad por Bluetooth de señal a 700 muestras/s a 15m ....	144
Tabla 31. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por Bluetooth.....	144
Tabla 32. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 350 muestras/s a 15m	145
Tabla 33. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 700 muestras/s a 20m	146
Tabla 34. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por Bluetooth.....	146
Tabla 35. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 350 muestras/s a 20m	147
Tabla 36. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 700 muestras/s a 30m	148
Tabla 37. Datos de la señal a 350 muestras/s a 30m por Bluetooth.....	148
Tabla 38. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 350 muestras/s a 30m	149
Tabla 39. Prueba de calidad por Bluetooth de señal a 700 muestras/s a 60m ....	150
Tabla 40. Datos de la señal a 350 muestras/s a 60m por Bluetooth.....	150
Tabla 41. Prueba de calidad por Bluetooth de señales a 350 muestras/s a 60m	151
Tabla 42. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 10m ....	152
Tabla 43. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por ZigBee.....	152
Tabla 44. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 10m ....	153
Tabla 45. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 15m ....	154

Tabla 46. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por ZigBee.....	154
Tabla 47. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 15m ....	155
Tabla 48. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 20m ....	156
Tabla 49. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por ZigBee.....	156
Tabla 50. Prueba de calidad por Zigbee de la señal a 350 muestras/s a 20m ....	157
Tabla 51. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 30m ....	158
Tabla 52. Datos de la señal a 350 muestras/s a 30m por ZigBee.....	158
Tabla 53. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 30m ....	159
Tabla 54. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 60m ....	160
Tabla 55. Datos de la señal a 350 muestras/s a 60m por ZigBee.....	160
Tabla 56. Prueba d de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 60m .	161
Tabla 57. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 10m.....	162
Tabla 58. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por RF .....	162
Tabla 59. Prueba de fiabilidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 10m.....	163
Tabla 60. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 15m.....	164
Tabla 61. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por RF .....	164
Tabla 62. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 15m.....	165
Tabla 63. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 20m.....	166
Tabla 64. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por RF .....	166
Tabla 65. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 20m.....	167
Tabla 66. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 30m.....	168
Tabla 67. Datos de la señal a 350 muestras/s a 30m por RF .....	168
Tabla 68. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 30m.....	169



Tabla 69. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 60m.....	170
Tabla 70. Datos de la señal a 350 muestras/s a 60m por RF .....	170
Tabla 71. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 60m.....	171
Tabla 72. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 700 muestras/s a 10m ...	172
Tabla 73. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por RS-232.....	172
Tabla 74. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 350 muestras/s a 10m ...	173
Tabla 75. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 700 muestras/s a 15m ...	174
Tabla 76. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por RS-232.....	174
Tabla 77. Prueba de calidad por RS-232 de la señal a 350 muestras/s a 15m ...	175
Tabla 78. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 700 muestras/s a 20m ...	176
Tabla 79. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por RS-232.....	176
Tabla 80. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 350 muestras/s a 20m ...	177
Tabla 81. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 10m .....	178
Tabla 82. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 15m .....	178
Tabla 83. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 20m .....	179
Tabla 84. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 30m .....	180
Tabla 85. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 60m .....	180
Tabla 86. Porcentaje de error de la resolución en la señal total .....	181

## LISTA DE ECUACIONES

Ecuación 1. Equivalencia entre Celsius, Fahrenheit y Kelvin .....	33
Ecuación 2. Steinhart – Hart .....	35
Ecuación 3. Ganancia del amplificador AD620 .....	42
Ecuación 4. Ancho de banda análogo .....	43
Ecuación 5. Nivel de DC .....	43
Ecuación 6. Teorema de Nyquist-Shannon .....	44
Ecuación 7. Ancho de banda digital.....	44
Ecuación 8. Calculo para flujo de datos.....	48
Ecuación 9. Factor de calidad en el diseño de filtros.....	56
Ecuación 10. Frecuencia de resonancia .....	56
Ecuación 11. Frecuencia angular.....	57
Ecuación 12.Divisor de voltaje.....	59
Ecuación 13. Voltaje de entrada del conversor ADC .....	62
Ecuación 14. Resistencia del Termistor.....	62
Ecuación 15. Resistencia del termistor para medio ambiente .....	63
Ecuación 16. Velocidad de comunicación con BRG16=0 y BRGH=1 .....	72
Ecuación 17. Tiempo de transmisión para una trama de x Byte.....	92
Ecuación 18. Numero de muestras por segundo .....	93
Ecuación 19. Velocidad de comunicación con BRG16=0 y BRGH=0 .....	94
Ecuación 20. Tiempo de duración para ejecutarse el programa.....	100
Ecuación 21. Ciclo de maquina.....	100
Ecuación 22. Tiempo de transmisión para un Byte.....	100

Ecuación 23. Tiempo de transmisión de una trama .....	101
Ecuación 24. Tamaño de la trama en un segundo.....	101
Ecuación 25. Numero de muestras .....	101
Ecuación 26. Tiempo de transmisión de una muestra .....	104
Ecuación 27. Frecuencia .....	105
Ecuación 28. Tiempo de prueba .....	139
Ecuación 29. Disponibilidad del sistema.....	139
Ecuación 30. Tiempo medio entre fallas .....	140

## LISTA DE ANEXOS

Anexo A: Amplificador AD620

Anexo B: Amplificador LF353N

Anexo C: Microcontrolador PIC18F250

Anexo D: Programa desarrollado en el PIC18F2550

Anexo E: MAX232

Anexo F: Módulos Bluetooth Parani 10

Anexo G: Módulos TRF-2.4G

Anexo H: Módulos nRF2401

Anexo I: Módulos TLP434A

Anexo J: Módulos RLP434A

Anexo K: Módulos ZigBee XBP24

Anexo L: Integrado regulador LM7805

Anexo M: Integrado Inversor TC7660H

Anexo N: Integrado regulador LM317

Anexo O: Conversor USB a serial

Anexo P: Transistor KSP2222A

## 1. INTRODUCCIÓN

La medicina ha tenido una gran evolución en el último siglo debido a la implementación y modernización de las tecnologías en comunicaciones, esto ha facilitado que se pueda monitorear los signos vitales tales como la temperatura corporal y el electrocardiograma, sin necesidad que el especialista este al lado del paciente; para tal efecto se transmite estas señales hasta el sitio donde él se encuentre (central de enfermería o consultorio médico) utilizando tecnologías por separado, tales como Irda, Bluetooth, WiFi, entre otras.

El trabajo desarrollado consiste en brindar comunicación y respaldo en la transmisión, desde la sala donde se presta servicio de hospitalización hasta la central de enfermería, diseñando e implementando un dispositivo que permite transmitir cuatro canales de señales biológicas integrando diferentes tecnologías para el uso de la telemetría, de manera que a través de una interfaz de comunicación, el usuario pueda seleccionar el tipo de tecnología y los canales a transmitir.

La importancia de este trabajo radica en brindar diferentes alternativas para la transmisión de señales biológicas, proporcionando un margen de compatibilidad entre el dispositivo que adquiere las señales biológicas y los equipos de monitoreo que existen en los hospitales. La inclusión de distintas tecnologías en un mismo dispositivo permite mayor flexibilidad, el uso en diferentes ambientes hospitalarios y la disminución de costos del mismo. Por esto se hace importante el desarrollo de este tipo de investigación, ya que garantiza posibles soluciones al problema de incompatibilidad en los diferentes escenarios de atención en salud.

Las señales que se analizarán son ECG (Electrocardiográfica) puesto que se puede examinar el ritmo cardíaco, el tamaño y funcionamiento de las cavidades del corazón y el músculo cardíaco, sirviendo en el diagnóstico para enfermedades cardiovasculares y alteraciones metabólicas; Y la temperatura corporal ya que

cuando varia es porque produce una respuesta a estímulos que incluyen bacterias, virus, hongos y procesos que suponen la destrucción de tejido, ocasionando desorientación, confusión y convulsiones en las personas.

Para la transmisión de las señales se erigirán tres tecnologías que utilizan medio no guiados (transmisión inalámbrica), debido que los medios guiados en cuanto a la instalación son más complejos y costosos, no obstante las tecnologías inalámbricas son vulnerables a el ruido e interferencias electromagnéticas por esta razón se determino implementar una tecnología alámbrica que se pueda implementar en entornos con mucha contaminación electromagnética.

Este trabajo se desarrollo al interior del Grupo de Investigación en Telemedicina de la Universidad Militar Nueva Granada "TIGUM", dedicado a la solución de problemas del sector salud; específicamente en el semillero que realiza investigaciones en el área de telemetría MIZAR, el cual se especializa en el área de transmisión y recepción de señales biológicas. Todo esto fue realizado en las instalaciones de la Universidad contando con los equipos necesarios para ello.

La división de este libro se encuentra distribuida en cinco capítulos; el primer capítulo contiene los parámetros iniciales para la realización del trabajo entre ellos se encuentra sus objetivos, el planteamiento del problema, sus antecedentes y la reseña del grupo de investigación. El segundo capítulo contiene el marco teórico, el cual permite situarse en el área del conocimiento necesaria para efectuar el desarrollo del proyecto. El tercer capítulo contiene la ingeniería del proyecto, donde se documenta el desarrollo de la solución, teniendo en cuenta las variables ingeniería necesarias en el diseño del dispositivo para su posterior implementación. El cuarto capítulo se muestran los resultados de las pruebas hechas al dispositivo como por ejemplo el acondicionamiento de las señales, la transmisión y recepción de la señal, pruebas con las cuatro tecnologías, entras otras. Finalmente el quinto capítulo contiene las conclusiones y recomendaciones pertinentes para el mejoramiento y uso del dispositivo.

## **1.1 TITULO**

La creación de un modulo que permita transmitir diferentes señales biológicas por diferentes tecnologías, amerita el estudio de los parámetros de diseño e implementación. Por lo anterior el trabajo se ha titulado “DISPOSITIVO PARA TELEMETRÍA DE SEÑALES BIOLÓGICAS QUE PERMITE LA UTILIZACIÓN DE DIFERENTES TECNOLOGÍAS”.

## **1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Para el ambiente clínico colombiano, en el cual se presta el servicio de hospitalización, el grupo TIGUM desarrolló un dispositivo que permite la transmisión de la señal ECG entre donde se encuentra el paciente hasta la central de enfermería. El problema radica en que en cualquier instante de tiempo podría fallar la comunicación ocasionando un descuido en el paciente al que le puede dar un infarto cardiaco o una muerte cardiaca súbita y no recibir ayuda debido a que no se percato la enfermera de este hecho.

Como la comunicación requiere de un respaldo, desde la ingeniería en telecomunicaciones esta necesidad contempla el análisis de los siguientes aspectos: procesamiento análogo y digital de las señales biológicas, análisis de los protocolos de cada tecnología seleccionadas, la normatividad en cada uno de las tecnologías a utilizar, diseño del dispositivo e integración de las cuatro tecnologías en un solo dispositivo.

## **1.3 OBJETIVOS**

Las metas propuestas se han dividido en dos: la general y las específicas.

### **1.3.1 Objetivo General**

Diseñar e implementar un dispositivo para telemetría de cuatro canales de señales biológicas que permita la utilización de cuatro diferentes tecnologías.

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

- Analizar las señales biológicas a transmitir y determinar las cuatro tecnologías de telemetría a utilizar.
- Diseñar e implementar un módulo de adquisición de señales biológicas
- Diseñar e implementar un módulo de transmisión de señales con cuatro tecnologías aplicando la normatividad correspondiente.
- Integrar los módulos de adquisición y transmisión en un mismo dispositivo portátil.
- Incluir en el PC de la central de monitoreo una interfaz que permita seleccionar el tipo de tecnología y el tipo de canal a transmitir incorporando un estado de visualización de la comunicación en el dispositivo.

## **1.4 ANTECEDENTES**

Los antecedentes son todos los hechos anteriores al problema que sirve para aclarar, juzgar e interpretar el problema planteado. Se realizó una síntesis conceptual de investigación de trabajos realizados sobre el problema a nivel local, nacional e internacional con el fin de determinar un enfoque metodológico de la misma investigación.

### **1.4.1 Nacionales**

En Agosto de 2007, en la Universidad Tecnológica de Pereira los ingenieros Wilmer Rojas, Jhon Herrera, Jadir Acuña, Pablo Muñoz y Francisco Ibargüen realizaron el diseño y la implementación de un prototipo de transmisión vía RF para el análisis y supervisión de la señal cardíaca. El prototipo consta de un



electrocardiógrafo portátil con transmisión inalámbrica y una herramienta computacional para la visualización y análisis de la señal obtenida. [1]

En el año 2006, en la Universidad Militar Nueva Granada el estudiante de ingeniería Juan Gabriel Becerra Becerra, asistiendo como auxiliar de investigación, desarrollo un dispositivo para la transmisión de ECG por medio inalámbrico. [2]

En el 2004 como proyecto de Maestría en Ingeniería Electrónica de la Universidad de los Andes, los ingenieros José Salgado y Dora María Ballesteros, desarrollaron un sistema que permite la adquisición, almacenamiento y reproducción de señales neumológicas titulado "SIREN", el cual incluía transmisión serial entre el módulo de adquisición y el computador. [3]

#### **1.4.2 Internacionales**

En el año 2006, los señores M. Domínguez Durán, F. García Sigler, J. de la Torre Peláez, F, et al., en la ciudad de Málaga (España), desarrollaron un proyecto sobre una arquitectura de asistencia a usuarios en su hogar a efectos de monitorizar determinadas señales biométricas que una vez procesadas y en caso de detectarse alarmas; la comunicación interna es mediante estándares legislados como inalámbrica. [4]

En el año 2005, En España, José Manuel Rodríguez propone la implementación de un sistema de monitorización de pacientes utilizando de las tecnologías Bluetooth y GSM (*Global System for Mobile Communications*), "siendo posible enviar el electrocardiograma y los valores de la tensión arterial, niveles de glucosa y tiempos de coagulación a un Centro de Control, así como obtener de este último una respuesta en tiempo real". En cualquier lugar que el paciente se encuentre un sistema con la capacidad de transmitir por Bluetooth, el electrocardiograma del paciente (Módulo Portátil) a un Módulo de Análisis y Comunicaciones. Este último analiza automáticamente el electrocardiograma y se comunica con el Centro de Control mediante telefonía móvil. "Con el sistema desarrollado también es posible

el envío de forma automática y segura de la información almacenada en determinados analizadores personales de uso extendido. Esta propuesta fue realizada en el año 2004". [5]

En el año 2005, Juri, H. elaboró un supuesto sobre Sistemas de Monitoreo de Parámetros Fisiológicos en Forma remota, en Argentina. Esta propuesta radica en la implementación de un sistema integral de Telemedicina, el cual tiene como objetivo posibilitar el tele diagnóstico a pacientes a una distancia considerable de un centro de atención medico, haciendo una base de datos con los parámetros de cada individuo para posteriores estudios. [6]

En Marzo del 2004, el señor Claudius Moor de la empresa Alemania CORSCIENCE, desarrollo un módulo llamado OEM que traduce tablero de circuito impreso de ECG, que permite visualizar el Electrocardiograma desde diferentes tipos de conexiones alámbrico e inalámbrica. [7]

## **1.5 RESEÑA DEL GRUPO DE INVESTIGACIÓN**

El Grupo de Investigación en Telemedicina de la Universidad Militar "TIGUM", se consolidó en el mes de mayo de 2005. Es un grupo dedicado a investigar conjuntamente una problemática particular en el área de la Telemedicina. Según el tamaño del grupo y la complejidad de la problemática, éste puede desarrollar una o más líneas de investigación, correspondientes a aspectos específicos de dicha problemática.

### **1.5.1 Semilleros del Grupo de Investigación TIGUM**

El grupo de investigación en Telemedicina de la Universidad Militar Nueva Granada (Bogotá-Colombia) es un conjunto de profesionales, estudiantes y asesores que trabajan en la solución de problemas del sector salud, principalmente en cuatro aspectos: telemetría de signos vitales, procesamiento de

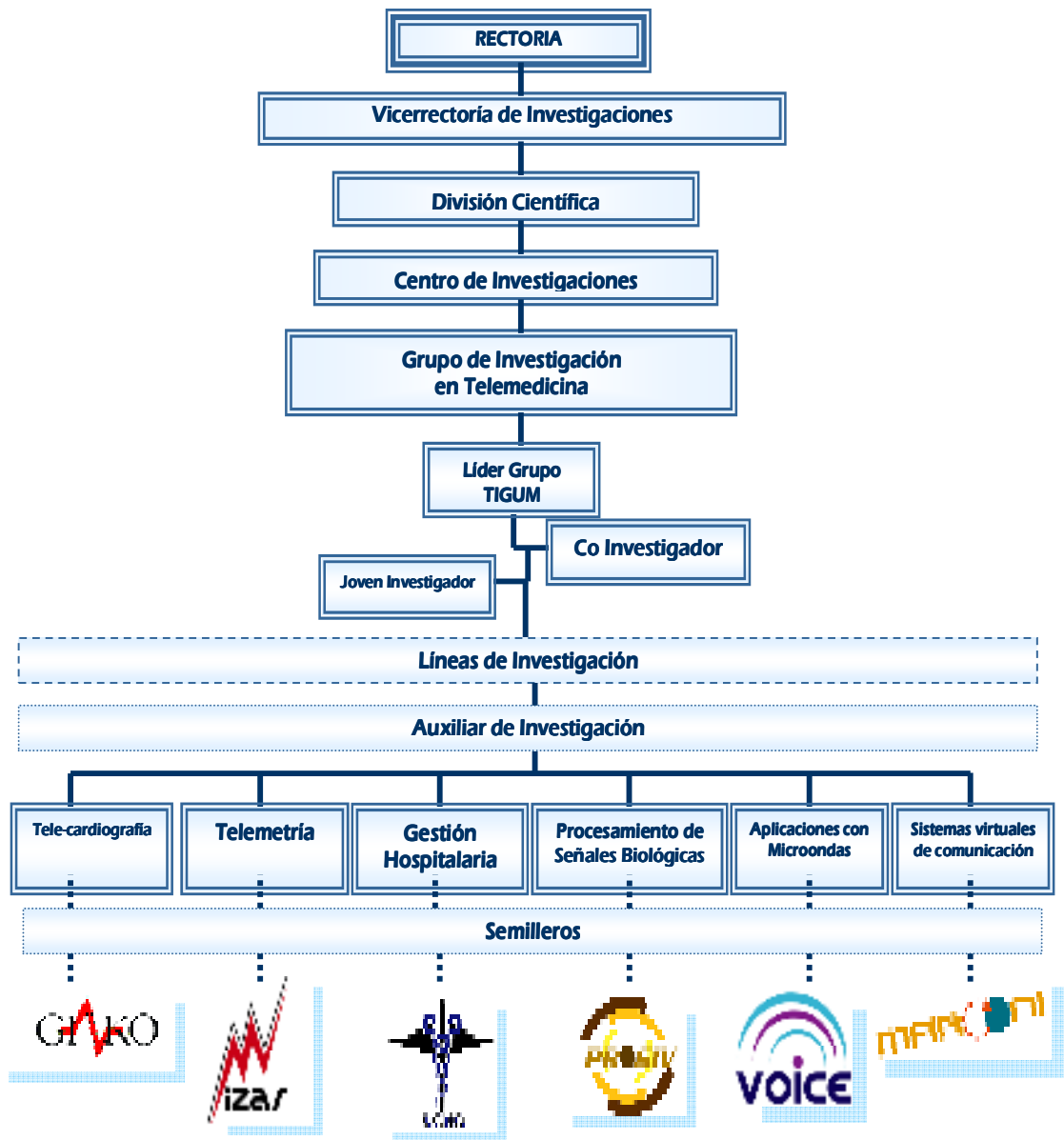
señal, imagen y video, gestión hospitalaria y arquitectura de servicios de telemedicina.

El grupo TIGUM cuenta con seis semilleros debidamente registrados en la Red Colombiana de Semilleros de Investigación RedCOLSI los cuales son: GINKO, MIZAR, SIGHO, PROSIV, MARCONI y VOICE.

En la Figura 1 se muestra el organigrama general del Grupo de Investigación TIGUM especificando principalmente la distribución a la cual pertenece el desarrollo de este proyecto.

- **GINKO:** Equipo de trabajo que encamina su esfuerzo en promover en la población académica el desarrollo de proyectos destinados a la aplicación de la ingeniería en el estudio de tratamiento de señales electrocardiográficas a distancia por diferentes medios de comunicación.
- **MIZAR:** Realiza investigación en el área de telemetría de señales biológicas.
- **SIGHO:** Los integrantes del semillero reciben una capacitación en la gestión y administración de los sistemas de información hospitalaria con el ánimo de ofrecer soluciones a los graves problemas del manejo de dicha información.
- **PROSIV:** Es un equipo de trabajo que encamina sus esfuerzos en el tratamiento de la información electrofisiológica humana por medio de dispositivos de tratamiento digital.
- **MARCONI:** Es un equipo de trabajo que encamina su esfuerzo en el desarrollo e implementación de sistemas virtuales de comunicación.
- **VOICE:** Busca establecer una comunicación vía microondas entre la sede de la Universidad Militar Nueva Granada y la nueva sede UMNG en el Municipio de Cajicá, cubriendo de forma completa la distancia existente entre las dos sedes haciendo un estudio aplicable ingenieril. [8]

Figura 1 Organigrama Investigación Grupo TIGUM<sup>1</sup>



### 1.5.2 Semillero MIZAR

El semillero de investigación **MIZAR** del grupo TIGUM UMNG: Realiza investigación en el área de telemetría de señales biológicas. Desarrollar equipos de transmisión y recepción de señales, imágenes y video. Implantar sistemas

<sup>1</sup> Organigrama actual del grupo hasta la fecha Julio de 2009

multicanales de cobertura nacional e internacional. Brindar oportunidades de Telemedicina en las zonas apartadas del País. Aplicar la normatividad asociada a la transmisión y recepción de información biológica.

- **MISIÓN:** El semillero de investigación en telemetría MIZAR del grupo TIGUM UMNG, es un equipo multidisciplinario de trabajo que se esfuerza en desarrollar equipos transmisión y recepción a larga distancia de señales biológicas.
- **VISIÓN:** El semillero MIZAR de investigación en telemetría, a corto plazo presentará un sistema de monitoreo cardiaco para pilotos en tiempo de vuelo, transmisión y recepción de señales biológicas vía microondas, un sistema de adquisición y transmisión de señales electromiográficas a distancia y un escrito de telemetría de señales biológicas. A largo plazo, se patentarán los modelos para ser homologados como una solución a aquella población que necesite de dichos registros.

## 2. MARCO TEÓRICO

Este capítulo presenta los conceptos relacionados con señales biológicas y tecnologías inalámbricas, con el propósito de facilitar la comprensión posterior del desarrollo de este proyecto, que involucra temas específicos tales como son las señales de electrocardiografía (ECG), y temperatura corporal, así como las cuatro tecnologías a implementar.

### 2.1 SEÑALES UTILIZADAS EN LA TRANSMISIÓN

En esta sección se exponen los conceptos generales que se relacionan con las señales biológicas a utilizar en el desarrollo del proyecto.

#### 2.1.1 Electrocardiograma

Un electrocardiograma (ECG) es una prueba que registra la actividad eléctrica del corazón durante un latido, mostrando la magnitud y dirección de las señales eléctricas producidas por el corazón para medir el ritmo y la regularidad de los latidos. El corazón emite una señal eléctrica que tiene una amplitud que está dada en milivoltios (mV), en un intervalo de entre 0.5 mV a 2 mV; posee ondas características que se producen a partir de las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardiaco.

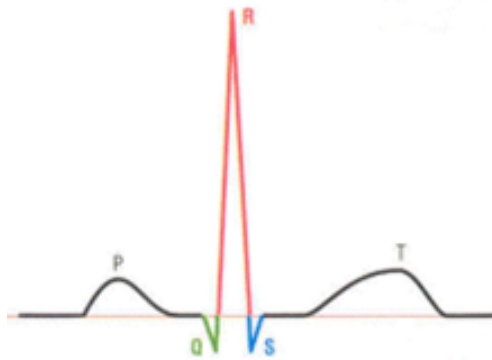
Las ondas características del ECG son: la “onda **P**” la cual indica que las aurículas son estimuladas de forma eléctrica para enviar la sangre hacia los ventrículos.

Después sigue una elevación mayor unida a dos caídas que en conjunto es conocida como el “complejo **QRS**”; lo cual indica que los ventrículos son estimulados eléctricamente para bombear la sangre hacia fuera.

El próximo segmento corto, prácticamente plano ascendente se llama “segmento **ST**”. Este indica la cantidad de tiempo que ocurre desde el final de una contracción de los ventrículos hasta el comienzo del periodo de reposo. La onda siguiente al

“segmento ST” es ascendente la cual se denomino “onda T”; esta muestra el periodo de recuperación de los ventrículos. Las duraciones normales de las ondas P, el complejo QRS y T son: 0.11 segundos, 0.09 segundos, 0.15 segundos respectivamente; lo que origina anchos de banda por segmentos de 9 Hz, 11 Hz y 6.6 Hz. [9]. En la Figura 2, se presentan las diferentes ondas de la señal ECG.

**Figura 2. Partes de la Onda Cardiac<sup>2</sup>**



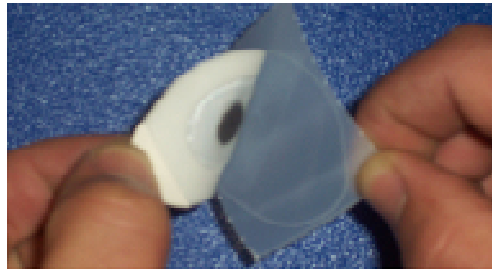
Para realizar un ECG, se colocan pequeños sensores (electrodos) sobre la piel de los brazos, de las piernas y del tórax del paciente, que miden el flujo y la dirección de las corrientes eléctricas del corazón durante cada latido. Cada electrodo está conectado mediante cables a una máquina que produce un trazado específico, que varía según el electrodo. Cada trazado representa el registro de la actividad eléctrica de una parte del corazón; los diferentes trazados se denominan derivaciones.

Un electrodo son elementos transductores para la captura de las señales iónicas emitidas del corazón para convertirlas en señales eléctricas. Comprende un componente de tipo banda que es una pegatina de tipo esparadrapo que tiene una superficie para colocarla contra la piel del pecho de la persona, como se muestra en la Figura 3:

---

<sup>2</sup> Partes de la Onda Cardiac: consulta realizada 30 de Agosto de 2008. Disponible en: [http://www.nursce.com/x\\_courses/1071/1071.htm](http://www.nursce.com/x_courses/1071/1071.htm)

**Figura 3. Electrodo<sup>3</sup>**



### **2.1.2 Temperatura Corporal**

La temperatura es una variable que refleja el nivel térmico de un cuerpo, es decir, su capacidad para ceder energía calorífica. La temperatura depende del movimiento de las moléculas que componen a la sustancia, si están en mayor o menor movimiento, será mayor o menor su temperatura respectivamente, es decir, estará más o menos caliente. El calor es la energía que se pierde o gana en ciertos procesos. Por tanto, los términos de temperatura y calor, aunque relacionados entre sí, se refieren a conceptos diferentes: la temperatura es una propiedad de un cuerpo y el calor es un flujo de energía entre dos cuerpos a diferentes temperaturas.

La temperatura corporal actúa como una reacción que ayuda al cuerpo a combatir los organismos que causan enfermedades y surge en respuesta a unas sustancias llamadas pirógena que se derivan de bacterias o virus que invaden el cuerpo. Esta reacción se encuentra directamente relacionada con las funciones involucradas en la regulación de la temperatura central del cuerpo, partiendo de este concepto se aclara que las variaciones de la temperatura corporal se encuentran regidas por sectores especializados ubicados en el hipotálamo. Dichos sectores obedecen a estímulos físicos y químicos, además, estos provocan el aumento en cuanto a la producción o pérdida de calor por medio de un mecanismo de retroalimentación negativa en el cual participan receptores que detectan las variaciones de la

---

<sup>3</sup> Electrodo. Imagen tomada del libro ECG MÓVIL POR PC UTILIZANDO TECNOLOGÍA INALÁMBRICA como trabajo de grado (Ingeniería en telecomunicaciones) del egresado Juan Gabriel Becerra. Disponible en: Universidad Militar Nueva Granada, Programa De Ingeniería En Telecomunicaciones.



temperatura, un mecanismo de efecto nervioso o neurogeno efecto que actúa sobre la circulación, la sudoración, el metabolismo, y unas estructuras centrales integradoras de los mecanismos aferentes y eferentes que actúan como un termostato.

La temperatura corporal normal de los seres humanos varía entre los 36.51°C y 37.5 °C, en general se habla de hipotermia, cuando la temperatura corporal es inferior a los 36 °C, febrícula cuando la temperatura es de 37.1-37.9 °C, e hipertermia o fiebre, cuando la temperatura es igual o superior a 38 °C. La temperatura se puede expresar mediante la escala *Kelvin* (°K), *Celsius* (°C) o *Fahrenheit* (°F). Las equivalencias entre estos sistemas se muestran en la **Ecuación 1** [10]

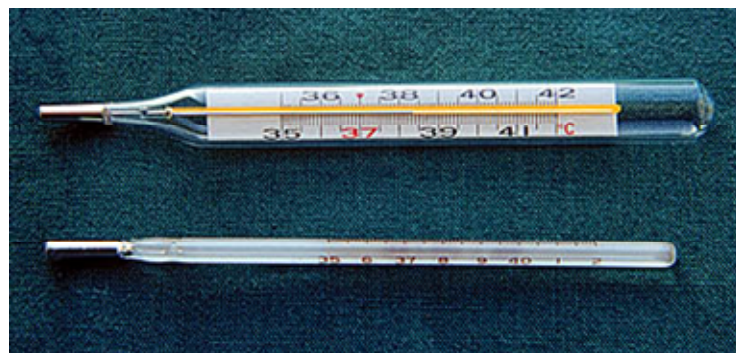
**Ecuación 1. Equivalencia entre Celsius, Fahrenheit y Kelvin**

$$^{\circ}\text{C} = 0.555 (^{\circ}\text{F} - 32), \quad ^{\circ}\text{F} = 1.8 (^{\circ}\text{C}) + 32 \quad \text{y} \quad ^{\circ}\text{K} = ^{\circ}\text{C} + 273.15.$$

Para este trabajo, la temperatura corporal se registrar de la siguiente manera:

- **Axilar:** Como se muestra en la Figura 4, la temperatura se mide bajo el brazo usando cualquier clase de termómetro. Es importante resaltar que este tipo de temperaturas suelen ser de 0,3 a 0,4° (Fahrenheit) más bajas que las que se toman vía oral.

**Figura 4. Termómetros Axilares<sup>4</sup>**



<sup>4</sup> **Imagen de** Termómetros Axilar. Consulta: 4 Septiembre de 2008 Disponible en: [http://escuela.med.puc.cl/paginas/Cursos/tercero/IntegradoTercero/ApSemiologia/32\\_Temperatura.html](http://escuela.med.puc.cl/paginas/Cursos/tercero/IntegradoTercero/ApSemiologia/32_Temperatura.html)

Existen diferentes sensores de temperatura para medir la temperatura corporal en el paciente, en la Tabla 1 se observa los diferentes sensores con su respectivo nombre.

Tabla 1. Tipos de sensores de temperatura

SENSORES DE TEMPERATURAS
Termistores
Termómetro de Mercurio
Termocuplas
Termoresistencias
Integrado Lineal
Gas
Diodos

El termómetro que se utiliza para esta labor es el termistor ya que es la mejor opción porque tiene aplicaciones biomédicas que sirven al propósito de este trabajo.

El **termistor** se fabrica a partir de óxidos metálicos comprimidos y sintetizados. Los metales utilizados son níquel, cobalto, manganeso, hierro, cobre, magnesio y titanio, para su fabricación se realizan preparaciones de óxido de manganeso con cobre y óxido de níquel con cobre. Realizando modificaciones en cuanto a las proporciones de óxido se puede variar la resistencia básica del termistor; se dispone de termistores con resistencias básicas a 25°C desde unos pocos cientos hasta varios millones de ohms. Los termistores comercialmente tienen dos denominaciones que son los NTC y los PTC. Se utilizó el NTC por costos.

**NTC** (Negative Temperature Coeficient). Es una resistencia variable cuyo valor va disminuyendo a medida que aumenta la temperatura, su conductividad crece muy rápidamente con la temperatura, es decir, que el dispositivo varía la resistencia según la relación que exista con la temperatura sobre sus terminales. Dicha

variación, es de poca linealidad y se puede calcular por medio de la Ecuación 2 de Steinhart-Hart la cual es una ecuación empírica proporcionada por el fabricante del termistor.

**Ecuación 2. Steinhart – Hart**

$$\frac{1}{T} = A + B \ln(R) + C(\ln R)^3$$

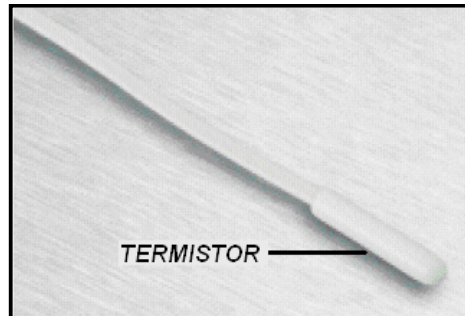
Donde:

$T$  es la temperatura en grados Kelvin.

$R$  es la resistencia del Termistor en  $K\Omega$

$A$ ,  $B$  y  $C$  son constantes de la curva de aproximación, constantes que se pueden calcular al seleccionar tres puntos de la tabla del termistor, dicha tabla es proporcionada por el fabricante. El termistor que se maneja es de referencia h2010 mostrado en la Figura 5.

**Figura 5. Termistor h2010**



## **2.2 TECNOLOGÍAS DE TRANSMISIÓN INALÁMBRICA**

El término "inalámbrico" hace referencia a la tecnología sin cables que permite conectar varias máquinas entre sí. Entre las tecnologías más utilizadas se encuentran:

### **2.2.1 Radiofrecuencia**

La tecnología RF (radiofrecuencia) es un tipo de onda electromagnética cuya velocidad es similar a la de la luz que es  $3 \cdot 10^8$  m/s, situadas en el espectro electromagnético entre 3 Hz y 300 GHz. Las características de propagación de las ondas de radio a través de la atmósfera varían en gran medida con la frecuencia y deben tenerse presentes a la hora de elegir una frecuencia para un servicio de radio en particular. Las ondas de radio se fraccionan en diferentes bandas de frecuencia de acuerdo con sus características de propagación.[11]

### **2.2.2 Tecnología GSM**

El Sistema Global para Comunicaciones Móviles se desarrolló principalmente para la transmisión de voz sin embargo también puede enviar datos por medio del servicio de envío de mensajes cortos (SMS), posee una velocidad de transmisión de 9.6 Kbps, y niveles estrictos de seguridad. En Europa, GSM opera en las bandas de 900MHz y 1.8GHz, y en USA 850 MHz. En la actualidad, las redes GSM cubren hasta el 80% de la población mundial.[12]

### **2.2.3 Tecnología GPRS**

La tecnología GPRS (General Packet Radio Service), utiliza la red GSM para transmitir y recibir datos basados en TCP/IP desde y hacia dispositivos móviles GPRS. Las direcciones IP privadas son asignadas dinámicamente dentro de la red a los dispositivos móviles. Sin embargo los APN's Access Point Names proveen una ruta por defecto hacia otras redes tales como internet, servicios WAP o redes de corporaciones privadas. Los firewalls usualmente residen en estos puntos para aislar las redes públicas y privadas. Las direcciones IP establecidas para los dispositivos GPRS, no son direccionables desde fuera de la red GPRS sin servicios especializados o infraestructura.[13]

#### **2.2.4 Tecnología 3G**

La tecnología 3G (tecnología de tercera generación) permite estar conectado permanentemente a Internet a través del celular, PDA y el computador portátil. La velocidad de transferencia es de 384 Kbps, aunque la evolución de la tecnología permite ofrecer al suscriptor velocidades de descarga superiores a 3 Mbit/s. Los estándares en 3G utilizan lo que antes se denominaba banda ancha, para compartir el espectro entre usuarios. Se define un ancho de banda mayor, 5 MHz, el cual permite incrementar las velocidades de descarga de datos y el desempeño en general. [14]

#### **2.2.5 Bluetooth**

La tecnología Bluetooth busca principalmente la interoperabilidad de los sistemas y equipos con capacidades inalámbricas, para conformar una red inalámbrica personal (WPAN). Sus especificaciones se encuentran divididas en características de núcleo, perfiles, protocolos y transporte. Bluetooth describe el modelo de protocolos de la capa L2CAP, su interacción y como mediante estos se crean los perfiles de implementación de los servicios. Posee una frecuencia de radio de disponibilidad universal que conecta entre sí los dispositivos habilitados para Bluetooth situados a una distancia de hasta 100 metros. [15]

#### **2.2.6 ZigBee**

La tecnología ZigBee también conocida como "HomeRF Lite" fue creada para aplicaciones de de domótica, control industrial, sensores médicos y automatización de edificios, entre otros. La distancia de transmisión puede variar desde los 10 metros hasta los 75 metros dependiendo de la potencia de transmisión y del entorno. Posee características importantes como bajo consumo de potencia, bajo costo de implementación, entre otros. o Trabaja en una banda de frecuencias de 2.4 GHz para 16 canales a nivel mundial, 902 a 928 MHz para 10 canales en Norte América y Australia, y 868 MHz con un canal para Europa.[16]

### **2.2.7 Wi-Fi**

Wi-Fi o red de área local inalámbrica (WLAN) fue desarrollada por líderes de la industria de las comunicaciones en el años de 199, utiliza la frecuencia de radio 802.11a, 802.11b o 802.11g en lugar de cables y permite realizar diversas conexiones inalámbricas a Internet. Si sabe dónde se encuentra una red Wi-Fi o WLAN, puede navegar por Internet, utilizar el correo electrónico y acceder a la red privada de una empresa. [14]

### **2.2.8 Wi-Max**

Es una tecnología basada en el estándar 802.16, el cual define a las redes de área metropolitana con un ancho de banda máximo de 268 Mbps y ha sido diseñado para sistemas que operan en el rango de frecuencias de 10 a 66 GHz.

WiMAX fue creado con la finalidad de cubrir por completo una ciudad mediante estaciones bases ubicadas en diferentes puntos entorno al área metropolitana de la misma.[14]

### **2.2.9 IrDA**

Esta tecnología se basa en rayos luminosos que se mueven en el espectro infrarrojo. Los estándares IrDA soportan una amplia gama de dispositivos eléctricos, informáticos y de comunicaciones, permite la comunicación bidireccional entre dos extremos a velocidades que oscilan entre los 9.600 bps y los 4 Mbps. Esta tecnología se encuentra en muchos ordenadores portátiles, y en un creciente número de teléfonos celulares.[11]

### **2.2.10 IDERLAND**

Fue diseñado teniendo en cuenta los requerimientos de una red multimedia inalámbrica, la cual debe cumplir con los requisitos de calidad y servicio. Está basado en el estándar hiperlan dedicado a anchos de banda inalámbricos LAN que operan con un rango de datos de 54 Mbps en la frecuencia de banda de 5 GHz.[11]

## **2.3 TECNOLOGÍAS DE TRANSMISIÓN ALÁMBRICA**

En la adquisición de datos, los estándares en la comunicación serial asíncrona que se utilizan son:

### **2.3.1 EIA/TIA 232**

Es la interfaz de capa física más utilizada en los computadores actualmente, desarrollada por la asociación de industrias electrónicas (EIA) en 1969, para el cambio de datos binarios entre un equipo terminal de datos y un equipo de comunicación de datos. La transmisión puede ser conjuntos de 5, 6, 7 u 8 bits, a velocidades entre 110 y 921600 bit por segundo.[17]

### **2.3.2 EIA/TIA 485**

El estándar RS-485 es una interfaz muy utilizada en los computadores Apple, siendo la versión mejorada de la recomendación RS-422 debido a que aumenta de de 10 a 32 el número de dispositivos que se pueden conectar y define las características necesarias para asegurar los valores adecuados de voltaje cuando se tiene la carga máxima. La distancia máxima que alcanza en la transmisión es de 1200m. [18]

### **2.3.3 EIA/TIA 530**

Desarrollada en 1987 por la EIA como reemplazo de la norma RS-449 que salió de la industria en 1984. La velocidad de transmisión del estándar RS-530 se encuentra entre 20 Kbps y 10Mbps, con una distancia máxima de 1200m. Utiliza conector DB-9 de 9 pines. [19]

### 3. INGENIERÍA DEL PROYECTO

En el presente capítulo se describe de forma detallada el estado del arte del sistema actual, los requerimientos, incluyendo a su vez el estudio de las diferentes variables de ingeniería que intervienen y los procesos para el desarrollo del sistema propuesto.

#### 3.1 ESTADO DEL ARTE

Figura 6. Sistema Actual en el Contexto Hospitalario



Para la monitorización de los signos vitales en el servicio hospitalario se cuenta con un sistema que consiste en adquirir la señal ECG del cuerpo del paciente para su procesamiento y visualización de la señal en un monitor. La enfermera pasa periódicamente con un monitor supervisando, que el paciente se encuentre bien y no tenga ninguna actividad anormal que pueda afectarlo. Si el paciente se encuentra con alguna dificultad y la enfermera no se ha percatado de este hecho, el paciente cuenta con un dispositivo para llamarla y ser auxiliado inmediatamente; ella puede ver cual paciente necesita ayuda por un panel que se encuentra en la central de enfermería que muestra la ubicación de los paciente y al ser activado el



dispositivo, señala al paciente que necesita ayuda, como se puede observar en el diagrama de la Figura 6. [20]

## **3.2 REQUERIMIENTOS DE DISEÑO**

En el desarrollo de este proyecto se enumeran los componentes que se necesitan para el progreso de esta investigación, cada uno de estos componentes son de vital importancia para el buen funcionamiento del dispositivo empleado para el monitoreo de signos vitales en el servicio de hospitalización cumpliendo así los objetivos del trabajo, los cuales están clasificados por usuario y técnicos son:

### **3.2.1 Usuario**

- La calidad de la señal debe ser legible clínicamente en la interfaz usuario.
- El prototipo debe ser un dispositivo portátil, teniendo como característica que permita ser trasladado fácilmente de un lugar a otro por su reducido tamaño y peso.
- La interfaz de usuario debe ser amigable, donde cualquier persona del área médica pueda revisar los registros de las señales vitales de cada paciente sin mayores complicaciones o entrenamiento en el uso de la herramienta.

### **3.2.2 Técnico**

- Todo el software utilizado en la interfaz de usuario debe ser realizado en la plataforma lógica LabVIEW, ya que el grupo TIGUM cuenta con esta licencia para el desarrollo de sus proyectos.
- Realizar diseños compactos en la implementación, integrando todo en un solo dispositivo, con el fin de ahorrar espacio y reduciendo el tamaño del prototipo.
- La distancia mínima que deben tener las tecnologías a implementar debe tener un mínimo alcance de 10 metros, longitud estima entre las camillas de los pacientes y la central de enfermería.

### 3.3 VARIABLES DE INGENIERÍA

Para el diseño e implementación del dispositivo para telemetría que permite la integración de diferentes tecnologías, se tuvieron en cuenta una serie de variables de ingeniería, que intervinieron de manera directa en la ejecución de este trabajo, permitiendo el desarrollo y la conclusión del mismo, cada una de estas variables son analizadas de manera detallada para determinar su relevancia dentro de este objetivo.

#### 3.3.1 Módulo de Adquisición de Señales

En el módulo de adquisición de señales biológicas se pueden analizar las siguientes variables:

- Amplificación: valor por el cual se multiplica la señal. Se utilizan circuitos que se operan para aumentar (amplificar) el valor de la señal de entrada (generalmente muy pequeña) y así obtener una señal a la salida con una amplitud mucho mayor a la señal original. El integrado a implementar es el AD620, la Ecuación 3 define la ganancia.[21]

##### Ecuación 3. Ganancia del amplificador AD620

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G}$$

Donde:

G = ganancia

$R_G$  = Resistencia externa que varia la ganancia

La señal ECG normalmente se encuentra con un rango de tensión muy pequeña entre 1.02mV y -1.052mV aproximadamente y el voltaje pico a pico es de alrededor de 2mVpp, por lo cual, se ajusta el nivel de amplitud deseada de la señal de cada paciente para su mejor interpretación

- Ancho de banda en los filtros: es un término que define el rango de frecuencias contenido en una señal. El ancho de banda es la diferencia entre la frecuencia más alta y más baja contenida en la señal, dado por Ecuación 4. [22]

**Ecuación 4. Ancho de banda análogo**

$$Bw = f_h - f_l$$

Donde:

$F_h$  = frecuencia de corte alta

$F_l$  = frecuencia de corte baja

La unidad son los hertzios.

- Nivel de DC de la señal: Para asegurar un buen funcionamiento del sistema se hace indispensable ajustar el nivel DC de la señal a un punto de tensión tal, que el conversor A/D, pueda reconocer la señal, ya que el PIC<sup>5</sup> reconoce valores comprendidos entre 0v y 5v. La Ecuación 5 representa el voltaje de salida después del ajuste de nivel DC.

**Ecuación 5. Nivel de DC**

$$Vmax_{out} = Vmax_{in} + N_{DC} \quad Vmin_{out} = Vmin_{in} + N_{DC}$$

### 3.3.2 Módulo de Transmisión y Recepción

En el módulo de transmisión de las señales biológicas se pueden analizar las siguientes variables:

- Frecuencia de muestreo: Por muestreo de una señal se entiende la extracción de algunos de sus valores instantáneos, de duración teórica nula. Se sabe que una señal periódica se puede descomponer en una señal con frecuencia fundamental, más un número "N" de armónicos, como se deduce del desarrollo en serie de Fourier.

---

<sup>5</sup> **PIC:** *Peripheral Interface Controller* que al traducirlo es un Controlador de Interfaz Periférico.

Según la teoría de Nyquist-Shannon para muestrear de forma correcta y poder reconstruir la señal original, es necesario que el muestreo se realice un número de veces al menos igual al doble de la frecuencia máxima (es decir, los armónicos de mayor frecuencia) de la señal a muestrear. (Ver Ecuación 6)[23]

**Ecuación 6. Teorema de Nyquist-Shannon**

$$f_{muestreo} \geq 2f_{m\acute{a}x \text{ de la se\~{n}al}}$$

Puesto que la máxima frecuencia de la señal ECG es de 50 Hz se deben extraer  $(50\text{Hz} \times 2) = 100$  muestras por segundo, el MIT recomienda muestrear a 350 muestras por segundo para que la señal sea más fiel a la original.

Si la frecuencia de muestreo fuese inferior al doble de la máxima frecuencia de la señal, sus diferentes armónicos tendrían frecuencias, evidentemente inferiores, por lo que las correspondientes bandas laterales producidas por la modulación se desplazarían hacia frecuencias más bajas, superponiéndose y haciéndose así imposible su extracción para reconstruir la señal original.

- El ancho de banda en bits por segundo fue adaptado para medir las capacidades del canal, es decir, el ancho de banda digital es la medición de la cantidad máxima de información, o bits, que puede fluir desde un lugar hacia otro en un período de tiempo determinado, o segundos; la unidad básica del ancho de banda es bits por segundo (bps). [23]

Para calcular el ancho de banda digital se puede usar la Ecuación 7.

**Ecuación 7. Ancho de banda digital**

$$Bw = \frac{T_m}{T_t}$$

Donde

$T_m$  = tamaño del archivo (bit)

$T_t$  = tiempo de transferencia (segundos)

Aunque el ancho de banda se puede describir en bits por segundo, se suelen usar múltiplos de bits por segundo. En otras palabras, el ancho de banda de

una red generalmente se describe en términos de miles de bits por segundo (kbps), millones de bits por segundo (Mbps), miles de millones de bits por segundo (Gbps) y billones de bits por segundo (Tbps).

- Capacidad de transmisión expresada en bit por segundo bps, de un sistema de comunicaciones, es un concepto importante, ya que el tiempo de respuesta y el rendimiento en las aplicaciones del usuario que se ejecutan sobre el computador dependen de la capacidad de Transmisión del sistema. Los factores que limitan la capacidad de transmisión son el ancho de banda, la potencia de la señal y el ruido, según la ecuación de Shannon, demostrando los límites finitos de un canal de transmisión descrita en la Tabla 2.[23]

**Tabla 2. Capacidad de transferencia**

Baudios		
110	57600	38400
300	115200	57600
1200	230400	115200
2400	9600	230400
4800	19200	460800

### 3.4 SELECCIÓN DE TECNOLOGÍAS

En el diseño del dispositivo para la transmisión de las señales biológicas, es necesario elegir las tecnologías que se deben emplear para la transmisión de los datos, para esto, es sumamente importante, analizar detalladamente características particulares que mejor le convengan a este trabajo, se escogerá una tecnología alámbrica y tres inalámbrica.

### **3.4.1 Tecnología Alámbrica**

En la selección de los estándares para la tecnología alámbrica se escoge la norma RS232 debido a que es menos susceptible al ruido en comparación a las tecnologías inalámbricas, además, es la norma más utilizada comercialmente para los puertos serial asíncrono ya que los computadores traen aproximadamente 2 puertos seriales RS-232.

### **3.4.2 Tecnologías Inalámbricas**

Se consideraron diferentes tecnologías inalámbricas que brinden características de aplicaciones de monitoreo de signos vitales, como lo son IrDA, Radio Frecuencia, Bluetooth, entre otras. En la Tabla 3 se hace una comparación sobre parámetros que se deben tener en cuenta entre las diversas tecnologías.

Referenciando las características de las tecnologías que aparecen en la Tabla 3, se procede a la selección de las tres tecnologías a emplear, tomando como criterio aspectos desde el punto de vista técnico y de usuario otorgándoles una ponderación. Los aspectos más importantes relacionados con el usuario y clasificados por orden de importancia descendente, teniendo como mayor a menor importancia, asignándole un porcentaje de evaluación, las cuales son: confiabilidad, capacidad de transferencia, distancia, costos y potencia.

**Tabla 3. Comparación de Tecnologías Inalámbricas**

TECNOLOGÍA	CARACTERÍSTICAS						
	BER	Capacidad de transferencia	Distancia	Potencia	Costos	Modulación	Ancho de Banda
<b>GSM</b>	$10^{-5}$	9.6 Kbps	Depende del operador	2 W	Bajo	GMSK	9 Kbps
<b>GPRS</b>	$10^{-5}$	144 Kbps	Depende del operador	2 W	Bajo	GMSK	115,2 Kbps
<b>3G</b>	$10^{-6}$ o $10^{-7}$	2Mbit/s	Depende del operador	2 W	Alto	QPSK	1,2 Mbps
<b>Bluetooth</b>	$10^{-6}$ a $10^{-4}$	1Mbps	10-100m	100 mW	Medio	GFSK	1 Mbps
<b>ZigBee</b>	$10^{-4}$	250 Kbps	Hasta 100m.	63 mW	Bajo	QPSK	250 Kbps
<b>IrDA</b>	$>10^{-8}$	9.600 bps	Hasta 1m.	1 W	Bajo	BPSK	9.600 bps
<b>Wi-Fi</b>	$10^{-3}$	54 Mbps	Hasta 100m.	100 mW	Alto	QPSK	54 Mbps
<b>Wi-Max</b>	$10^{-3}$	75 Mbps	Hasta 50 km.	1 W	Muy Alto	QPSK	70 Mbps
<b>RF</b>	$10^{-4}$	1 Mbps	150 m	2.5 mW	Bajo	GFSK	1 Mbps

- Calificación BER

Con respecto a cuales son más confiables en cuanto a que no se pierda información, se calificará por el Bit Error Ratio (BER), que son el número de bits o bloques incorrectamente recibidos, con respecto al total de bits o bloques enviados durante un intervalo especificado de tiempo. Se le otorgó un porcentaje del 30%, el cual se calificó de la siguiente manera:

4	—————→	$BER < 5 \cdot 10^{-6}$
3	—————→	$5 \cdot 10^{-6} \geq BER > 10^{-6}$
2	—————→	$10^{-6} \geq BER > 10^{-4}$
1	—————→	$BER \geq 10^{-4}$

- Calificación Capacidad de Transferencia

La capacidad de transferencia de las tecnologías es importante ya que muestra la cantidad de datos que se pueden transmitir de un punto a otro por unidad de tiempo. Se expresa en bits por segundo. Se le dio un porcentaje del 25%.

4	—————→	$V_{tx} \geq 460800 \text{ bps}$
3	—————→	$115200 \text{ bps} \leq V_{tx} < 460800 \text{ bps}$
2	—————→	$19200 \text{ bps} \leq V_{tx} < 115200$
1	—————→	$V_{tx} < 19200 \text{ bps}$

Por lo que al digitalizar y transmitir los dos canales se necesita una frecuencia de muestreo para un canal de 700 muestras por segundos

Cada muestra se digitaliza con 10 bits pero como ocupa 2 Byte en la Transmisión una muestra es igual a 16 bits, es decir, en un segundo se tendría un flujo de datos resultante de la Ecuación 8:

**Ecuación 8. Calculo para flujo de datos**

$$\text{flujo de datos} = 700 \text{ muestras/segundo} \times 16 \text{ bits}$$

$$\text{flujo de datos} = 11200 \text{ bps}$$



Lo cual quiere decir que para reconstruir las señales en la central de enfermería se necesita transmitir mínimo 11200 bps en un segundo. Así que la capacidad de transferencia del canal de comunicación debe ser mayor a 19200 bps.

- Calificación Distancia

En cuanto a Distancia, un requerimiento muy importante es que el alcance de Transmisión sea mínima de 10 m, por lo cual, se le proporcionó un porcentaje del 20%, con la siguiente calificación:

4	—————>	$1 \text{ Km} \leq \text{Distancia}$
3	—————>	$100 \text{ m} < \text{Distancia} \leq 1 \text{ Km}$
2	—————>	$10 \text{ m} < \text{Distancia} \leq 100 \text{ m}$
1	—————>	$\text{Distancia} < 10 \text{ m}$

- Calificación Costo

El precio de adquisición es un criterio para la elección de las tecnologías debido a que no se encuentran los 4 módulos de transmisión que se requiere, por ello, se clasifica de menor a mayor costo. Se le dio un porcentaje del 15%.

4	—————>	Bajo
3	—————>	Medio
2	—————>	Alto
1	—————>	Muy Alto

- Calificación Potencia

El consumo de potencia es otro parámetro que se evaluó porque para el usuario es indispensable el ahorro energía. Se le proporcionó un porcentaje del 10%.

4	—————>	$2.5 \text{ mW} < \text{Potencia} \leq 63 \text{ mW}$
3	—————>	$100 \text{ mW} \geq \text{Potencia} \geq 63 \text{ mW}$
2	—————>	$1 \text{ W} \geq \text{Potencia} > 100 \text{ mW}$
1	—————>	$\text{Potencia} > 1 \text{ W}$

- Ponderación de las Tecnologías

La calificación de las distintas tecnologías se efectúa asignando porcentajes a los diferentes criterios de evaluación, siendo el porcentaje máximo de las tecnologías 100% con una ponderación de 1 a 4; comprendido por la confiabilidad de las tecnologías en un 30%, la capacidad de transferencia en 25%, el alcance mínimo en un 20%, el costo de cada tecnología en un 15%, y la potencia de consumo en un 10%.

Se le otorga a la confiabilidad de las tecnologías un porcentaje del 30% debido a que por requerimiento de usuario la calidad de la señal debe ser óptima y legible clínicamente en la interfaz usuario. A la capacidad de transferencia un 25% por que el muestro es proporcional a la velocidad de transferencia. Al alcance mínimo un 20% ya que por requerimiento técnico la distancia mínima que deben tener las tecnologías a implementar debe tener un mínimo alcance de 10 metros, longitud estima entre las camillas de los pacientes y la central de enfermería. Al costo de cada tecnología un 15% debido a que el dispositivo requiere ser de bajo costo y la potencia un 10% para garantizar el bajo consumo de potencia del dispositivo.

Por los criterios mencionados en la Tabla 4, las tecnologías con mayor puntuación son: Bluetooth con el 3.25, después RF con el 3.2, y por último, le sigue ZigBee con 3.15; por lo cual, las tecnologías inalámbricas a implementar serán: Bluetooth, RF, y ZigBee.

Tabla 4. Evaluación de las tecnologías Inalámbricas

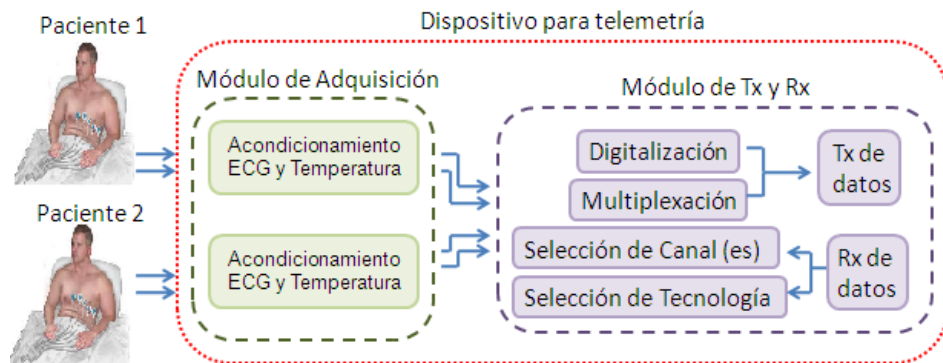
CRITERIO	% evaluación	TECNOLOGÍAS								
		GSM	GPRS	3G	Bluetooth	ZigBee	IrDA	Wi-Fi	Wi-Max	RF
BER	30	2	2	3	3	3	4	1	1	2
Capacidad de Transferencia	25	1	3	4	4	3	1	4	4	4
Distancia	20	4	4	4	3	3	1	4	4	3
Costos	15	3	3	2	3	4	4	2	1	4
Potencia	10	1	1	1	3	3	1	3	1	4
<b>TOTAL</b>	<b>100</b>	<b>2.2</b>	<b>2.7</b>	<b>3.1</b>	<b>3.25</b>	<b>3.15</b>	<b>2.35</b>	<b>2.7</b>	<b>2.35</b>	<b>3.2</b>

### 3.5 DESARROLLO DEL PROYECTO

En esta sección del capítulo se muestra el procedimiento que se realizó para alcanzar los objetivos del dispositivo de señales biológicas que permite la telemetría a través diferentes tecnologías incluyendo los pasos de los requerimientos exigidos al prototipo.

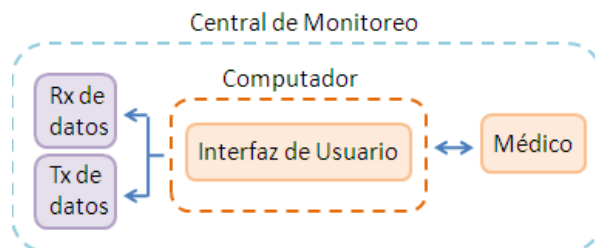
El sistema propuesto, consiste en un dispositivo que adquiere la señal ECG y Temperatura corporal de dos pacientes por medio de sensores, las procesa ingresándolas a una etapa de acondicionamiento en el módulo de adquisición de señales; la digitaliza y multiplexa para su posterior transmisión (módulo de transmisión de datos). En la Figura 7, se puede observar dicho sistema.

**Figura 7. Sistema Propuesto Dispositivo para Telemetría**



En la central de monitoreo, se tendrá una interfaz de usuario en el PC del médico o enfermera encargada para la monitorización de las señales, teniendo la posibilidad de escoger que canal quiere visualizar y también tendrá la opción de seleccionar la tecnología por la cual quiere transmitir (observar Figura 8).

**Figura 8. Sistema Propuesto Central de Monitoreo**



### 3.5.1 Módulo de Adquisición de Señales

Se explica a continuación los parámetros de diseño del módulo de adquisición y su posterior implementación para las señales ECG y Temperatura corporal.

- **Registro Señal ECG:**

Para adquirir y procesar la señal ECG del paciente en el PIC, se hace necesaria la división en varias etapas de la señal, pasando por la adquisición, amplificación, filtrado y finalmente ajuste de nivel DC, como se muestra en la Figura 9:

**Figura 9. Diagrama de bloques Acondicionamiento de la Señal ECG**



- **Sensores o Traductores:** Se utilizó el electrodo (Figura 10) para transformar las corrientes físicas o iónicas del cuerpo en corriente eléctrica.

**Figura 10. Electrodo**



A estos electrodos, se conectan unos cables especiales para ECG llamados latiguillos, que tienen como función, trasladar la corriente capturada por los electrodos desde el cuerpo humano hasta la entrada del amplificador instrumental.

- **Amplificador de instrumentación:** se encarga de amplificar la señal bio-eléctrica fundamental en la adquisición del ECG, de tal forma que sea

visible para su posterior manejo y/o acondicionamiento. Otra función principal de este componente es la de atenuar la gran componente de señal en modo común, que pertenece al ruido ocasionado al amplificar la señal bioeléctrica. Con la Ecuación 3, se puede determinar el nivel de ganancia deseada del integrado AD620 (ver características Anexo A) para la señal ECG, la cual será de 1000 para tener una tensión a la salida de 2 voltios aproximadamente. Para ello se determina la resistencia  $R_G$ .

$$G - 1 = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G}$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{G - 1}$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{1000 - 1}$$

$$R_G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{999}$$

$$R_G = 49.4494 \Omega$$

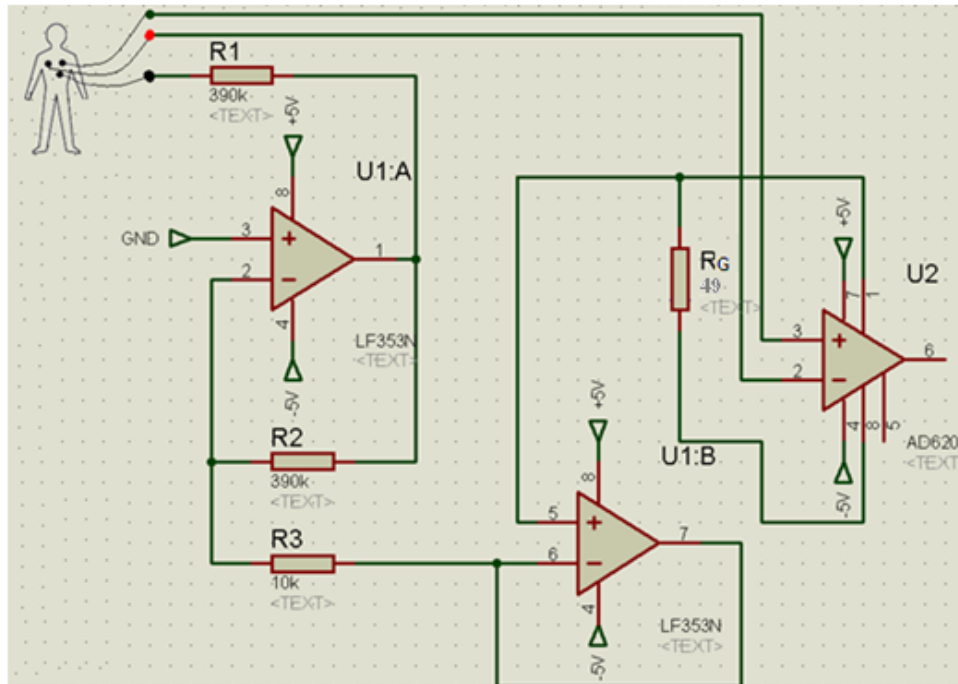
El valor comercial de esta resistencia no se encuentra disponible, por lo que se reemplazará por una resistencia de  $49\Omega$ . Por lo que la ganancia es:

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{49\Omega}$$

$$G = 1008.16$$

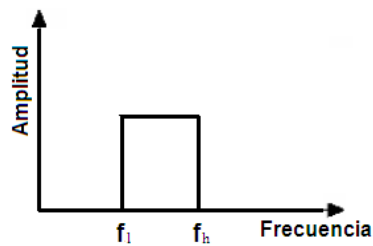
El valor de la tensión a la salida del integrado AD620 con ganancia de 2471 es 3v. En la Figura 11, se encuentra detallado el diseño que se implementó para el amplificador instrumental.

Figura 11. Diseño esquemático del Amplificador Instrumental



- **Filtrado de la señal:** el inconveniente de eliminar la presencia de señales de alta y baja frecuencia, como la supresión del nivel DC de la señal, hace la necesidad diseñar un filtro pasa banda en un rango de frecuencias entre 0.5Hz y 50Hz cumpliendo con regulaciones internacionales en sistemas de señales ECG, como se puede observar en la Figura 12:

Figura 12. Filtro Pasa banda de segundo orden



$$f_h = 50 \text{ Hz.}$$

$$f_l = 0.5 \text{ Hz.}$$

Para ello se determina el tipo de filtro de pasa banda a implementar (banda angosta ó banda ancha) analizando el factor de calidad Q ya que si  $Q \leq f_i$ , el filtro es de banda ancha, si  $Q > f_i$ , el filtro es de banda angosta.

El factor Q descrita en la Ecuación 9, define la relación entre la frecuencia de resonancia y el ancho de banda.

**Ecuación 9. Factor de calidad en el diseño de filtros**

$$Q = \frac{f_r}{Bw}$$

El ancho de banda del filtro está determinado por la Ecuación 4.

$$Bw = 50 \text{ Hz} - 0.5 \text{ Hz}$$

$$Bw = 49.5 \text{ Hz}$$

La frecuencia de resonancia del filtro está determinado por la raíz cuadrada de la multiplicación entre la frecuencia de corte alta y baja, como se puede observar en la Ecuación 10.

**Ecuación 10. Frecuencia de resonancia**

$$f_r = \sqrt{f_h \times f_l}$$

$$f_r = \sqrt{50 \times 0.5}$$

$$f_r = \sqrt{25} = 5$$

Como se conoce la frecuencia de resonancia y el ancho de banda del filtro se reemplaza los valores en la Ecuación 9:

$$Q = \frac{5}{49.5}$$

$$Q = 0.1$$

Por consiguiente, como Q es menor que  $F_1$  ya que  $0.1 < 0.5$ , se diseñará e implementará un filtro pasa-banda de banda ancha; el cual consiste en colocar en cascada un filtro pasa alto y un filtro pasa bajo.



- En el diseño del **filtro pasa alto**, se tuvo en cuenta el filtro Butterworth de segundo orden a una atenuación de 40dB por década seleccionando la frecuencia de corte en 0,5Hz, se despeja de la Ecuación 11 el valor de la resistencia y fijo un valor para los condensadores. Las resistencias  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  será igual R y los condensadores  $C_1$  y  $C_2$  a C, donde  $C = 4.7 \times 10^{-6}$  F.

**Ecuación 11. Frecuencia angular**

$$W_c = \frac{1.414}{R \times C}$$

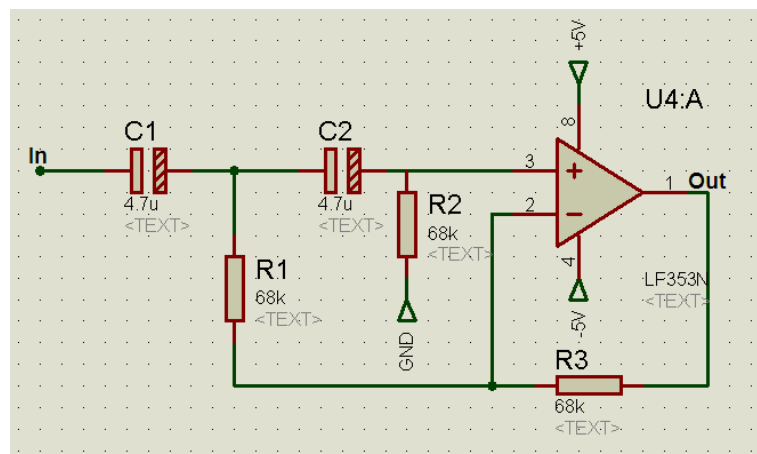
$$R = \frac{1.414}{2\pi f_l \times C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi \times 0.5 \times 4.7 \times 10^{-6} \mu F}$$

$$R = 67.7255 \times 10^3 \Omega \approx 68 \times 10^3 \Omega$$

La Figura 13, muestra el diseño de circuito del filtro pasa alto diseñado. Se utilizó el integrado LF353 (ver características en el [Anexo B](#))

**Figura 13. Diseño Esquemático del Filtro Pasa-alto**



- Sucesivamente se diseña el **filtro pasa bajo** de segundo orden, el cual se configura para atenuar las componentes de altas frecuencias de tal forma que la frecuencia de corte sea de 50Hz, el primero amplificador

operacional sea -40dB por década y en cascada con otro de -20dB por década, generando una atenuación total de -60dB/ década, ya que se sabe que es apto para atenuar las frecuencias altas. Se emplea la Ecuación 11 igual como se realizó con el filtro pasa alto, la diferencia con el pasa bajo es el intercambio de las posiciones de las resistencias y condensadores Las resistencias  $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  será igual  $R$  y los condensadores  $C_1$  y  $C_2$  a  $C$ , donde  $C = 0.22 \times 10^{-6}$  F.

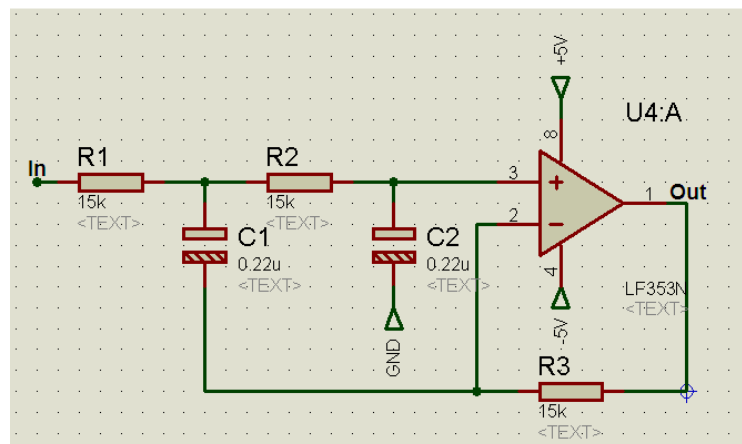
$$R = \frac{1.414}{2\pi f_l \times C}$$

$$R = \frac{1}{2\pi \times 50 \times 0.22 \times 10^{-6} \mu F}$$

$$R = 14.4686 \times 10^3 \Omega \approx 15 \times 10^3 \Omega$$

La Figura 14, muestra el circuito del filtro pasa bajo.

**Figura 14. Diseño Esquemático Filtro Pasa-bajo**



- **Ajuste sobre nivel DC:** Las señales que ingresan al microcontrolador (según el fabricante) deben estar en un intervalo de tensión entre 0v y 5v. Al salir la señal ECG de la fase del filtrado, se localiza en un rango de tensión comprendido entre -1v a 2v aproximadamente. Esto causaría pérdidas significativas en las tensiones que registren valores de tensión menores a 0v en la recepción de la señal. Para solucionar este

inconveniente, se hace necesario implementar un circuito que aumente la señal ECG a un nivel DC de tensión por encima de 0v.

El elevador de Nivel DC está conformado por un sumador de tensiones, la tensión con que viene la señal ECG (voltaje máximo y voltaje mínimo) más el incremento deseado de nivel DC (contralado por un divisor de voltaje), como se observa en la Figura 15:

**Figura 15. Diseño Esquemático Filtro Pasa-bajo**



La configuración del divisor de voltaje se aprecia en la Ecuación 12.

**Ecuación 12.Divisor de voltaje**

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \times V_{in}$$

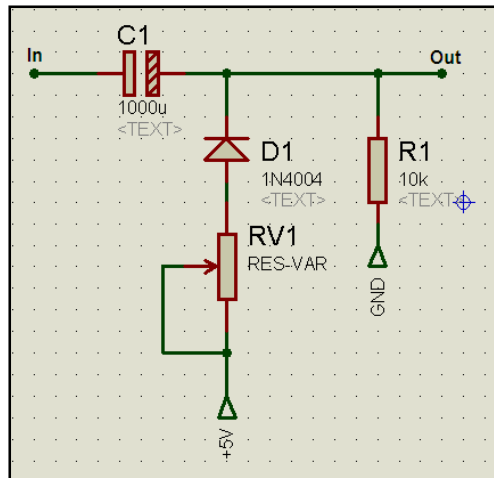
$$V_{out} = \frac{10K\Omega}{83K\Omega + 10K\Omega} \times 5v$$

$$V_{out} = 0.12 \times 5v$$

$$V_{out} = 0.6v$$

El diseño se muestra en la Figura 16 constituido por un condensador de 1000μF, un diodo 1n4004, una fuente de tensión variable (divisor de tensión por medio de un trimer que controla el nivel de tensión requerido para la señal) y una resistencia de 10KΩ.

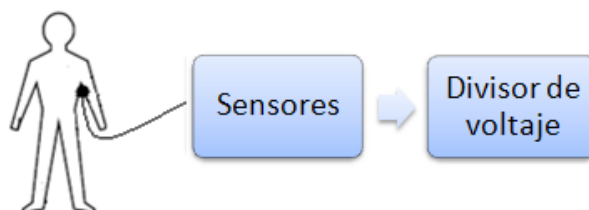
Figura 16. Diseño Esquemático Elevador de Nivel DC



- **Registro Señal Temperatura Corporal**

Cada variable biológica que se debe adquirir en el desarrollo del trabajo, tiene variaciones en la forma en que se procesan, en este caso la temperatura del cuerpo humano se organiza en un diagrama de bloques que muestra la adquisición, acondicionamiento y procesamiento, como se puede observar en la Figura 17:

Figura 17. Diagrama de bloques de la Temperatura Corporal



**Sensores:** La primera etapa se hace por medio un transductor, el sensor seleccionado para realizar la adquisición de la temperatura es el termistor NTC h2010. La Ecuación 2 representa la temperatura del termistor, se debe calcular el valor de las constantes A, B y C para lo cual se escogen tres puntos 0°C, 25°C y 70°C y se arman las ecuaciones mostradas a continuación a partir de esta ecuación.

$$[A + B \ln 27.28 + C(\ln 27.28)^3]^{-1}$$

$$[A + B \ln 10.0 + C(\ln 10.0)^3]^{-1}$$

$$[A + B \ln 2.29 + C(\ln 2.29)^3]^{-1}$$

Al resolver el sistema 3 x 3 resulta:

$$A=0.00269794$$

$$B=0.00028033$$

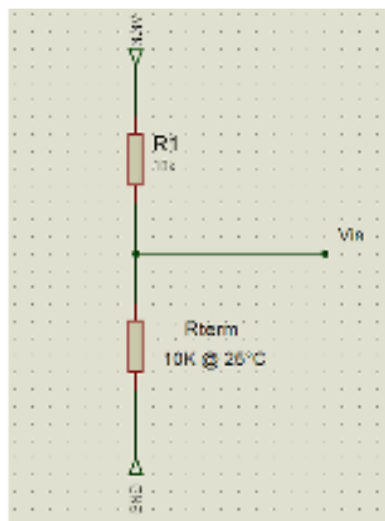
$$C=0.00000086$$

Se reemplaza estos valores en la Ecuación 2 y se convierte de grados Fahrenheit a grados Celsius.

$$T^{\circ}C = \frac{1}{0.00269794 + 0.00028033 \ln R_t + 0.00000086(\ln R_t)^3} - 273$$

- **Divisor de voltaje:** Para la digitalización, se diseña un divisor de voltaje entre la resistencia del termistor  $R_t$  y una resistencia de  $R_1$ , se usa como referencia una tensión de 3.3V como se muestra en la Figura 18:

**Figura 18. Divisor de voltaje**



El cálculo de la resistencia del termistor  $R_t$  se obtiene al despejar de la Ecuación 13 el número binario resultante ADC para una resolución de ADC de 10 bits, reemplazando el voltaje de entrada del ADC con el brindado por divisor de voltaje dada por la Ecuación 12.

**Ecuación 13. Voltaje de entrada del conversor ADC**

$$V_{input\ to\ ADC} = \left(\frac{V_{CC}}{2^{10}}\right) \times \#binario\ resultante\ de\ ADC$$

$$\#binario\ resultante\ de\ ADC = \frac{V_{input\ to\ ADC}}{\left(\frac{V_{CC}}{2^{10}}\right)}$$

$$\#binario\ resultante\ de\ ADC = \frac{1024 \times V_{input\ to\ ADC}}{V_{CC}}$$

Como  $V_{input\ to\ ADC} = V_{out\ del\ divisor\ del\ voltaje}$

$$\#binario\ resultante\ de\ ADC = \frac{1024 \times \left(\frac{R_t}{R_1 + R_t}\right) V_{CC}}{V_{CC}}$$

$$\#binario\ resultante\ de\ ADC = \frac{1024 \times R_t}{R_1 + R_t}$$

$$(\#binario\ resultante\ de\ ADC \times R_1) + (\#binario\ resultante\ de\ ADC \times R_t) = 1024 \times R_t$$

$$(\#binario\ resultante\ de\ ADC \times R_1) + (\#binario\ resultante\ de\ ADC \times R_t) - (1024 \times R_t) = 0$$

$$(\#binario\ resultante\ de\ ADC + 1024) \times R_t = -(\#binario\ resultante\ de\ ADC \times R_1)$$

$$R_t = \frac{-(\#binario\ resultante\ de\ ADC \times R_1)}{(\#binario\ resultante\ de\ ADC + 1024)} \times \frac{-1}{-1}$$

La Ecuación 14 representa la ecuación de resistencia del termistor.

**Ecuación 14. Resistencia del Termistor**

$$R_t = \frac{\#binario\ resultante\ de\ ADC \times R_1}{1024 - \#binario\ resultante\ de\ ADC}$$

Como se puede observar en la Ecuación 14. Resistencia del Termistor el valor de la resistencia R1 variaría de forma proporcional el valor de la resistencia del termistor, pero debido al diseño del divisor de voltaje mostrado en la figura 18 el cual se modela matemáticamente como muestra la Ecuación 12 se demuestra que el #Binario Resultante de ADC cambia también debido a que la tensión de salida del divisor de voltaje ( $V_{input\ to\ ADC}$ ) esta correlacionado con la resistencia R1 dando un equilibrio a la Ecuación 14, por tanto en conclusión no importa el valor que tenga la resistencia R1, en este caso se eligió la resistencia R1 de 10 K $\Omega$ , y se obtuvo la Ecuación 15.

**Ecuación 15. Resistencia del termistor para medio ambiente**

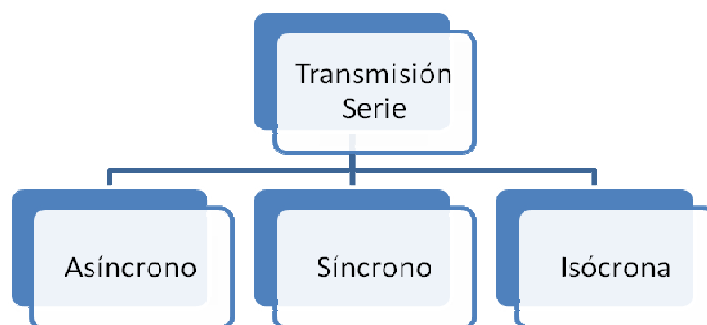
---

### 3.5.2 Módulo de Transmisión y Recepción

Se explica a continuación el modo de Transmisión teniendo en cuenta los parámetros para el diseño y su implementación.

La Transmisión de datos binario por un enlace se puede llevar a cabo en modo paralelo o en modo serie. En modo paralelo se envía varios bits con cada pulso de reloj. En el modo serie, solamente se envía un bit con cada pulso de reloj; mientras que hay una única forma de transmitir los datos paralelos, hay tres subclases de Transmisión serie como se muestra en la Figura 19:

**Figura 19. Transmisión Serie**



La Transmisión asíncrona se denomina así debido a que la temporización de la señal no es importante. En lugar de ello, la información se recibe y se traduce usando patrones acordados; siempre que se sigan estos patrones, el dispositivo de recepción puede recuperar la información sin tener en cuenta el ritmo al que llega. Los patrones se basan en agrupar el flujo de bit en bytes. En esta Transmisión se envía un bit de inicio al principio y un bit de parada al final alertando al receptor del comienzo y final de cada byte.

En la Transmisión síncrona, se envía un bit de tras de otro, sin bits de inicio/parada. Es responsabilidad del receptor agrupar estos bits; el receptor cuenta los bits a medida que llegan y los agrupo en unidades de 8 bits. Sin bits de inicio/parada, no hay ningún mecanismo interno que ayude al receptor a ajustar su bit de sincronización en medio de la Transmisión; por ello, la temporización se vuelve muy importante, ya que la exactitud de la información recibida depende completamente de la habilidad del dispositivo receptor de llevar exactamente la cuenta de los bits a medida que llegan.

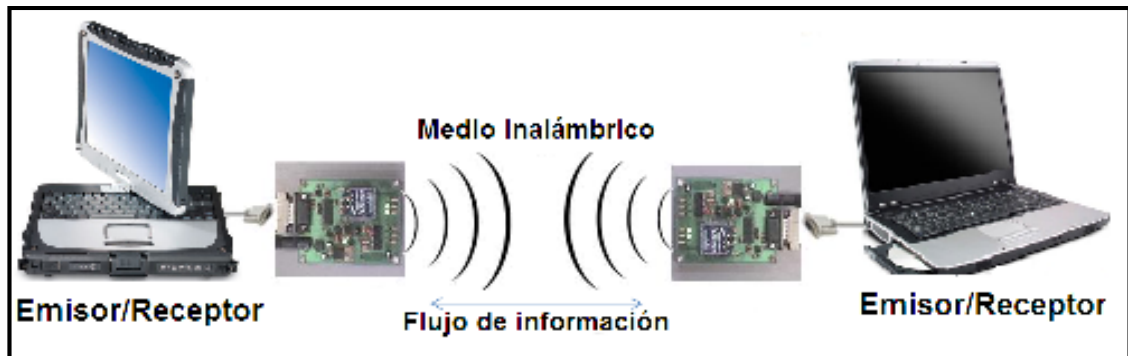
Y la Transmisión Isócrona ofrece sincronización para el flujo de bits entero, es decir, garantiza que los datos llegan a una tasa fija, debido a que en video y audio real, en los cuales los retardos desiguales entre tramas no son aceptables, la comunicación síncrona falla.[23]

- **Diseño en Microcontrolador**

Para realizar el diseño es necesario tener en cuenta características como la forma de adquisición de los datos, rata de bit, potencia y alcance de la tecnología, teniendo en cuenta que un sistema de Transmisión está formado por emisor/receptor, la información y el medio, como se observa en la Figura 20.



Figura 20. Sistema de Transmisión inalámbrica



Se configura el sistema de transferencia de los datos de forma que la operación fuese en modo serie asíncrono debido a que al tener un único canal de comunicación, la Transmisión reduce costo y es efectiva. El flujo de datos que se escogió es full dúplex porque permite transmitir de forma bidireccional simultáneamente, y otras características que se describen a continuación:

Para la adquisición de datos en el micro-controlador de forma serial asíncrono, es necesario configurar la interfaz de comunicación serial de este, es decir, la USART, que es uno de los dos módulos entrada/salida seriales con los que cuenta el PIC18F2550 (ver características en el [Anexo C](#)).

La transmisión serial, se maneja desde la entrada de los registros temporales de la conversión análoga digital los cuales son direccionados tanto al registro TXREG, el cual es el encargado de transmitir los datos, como al puerto B para la visualización y al puerto C para la transmisión, finalmente para poder empezar una nueva conversión de la señal análoga es necesario que la transmisión sea completada para esto se evalúa la bandera TXIF del registro PIR1 el cual se activa cuando la transmisión se completa.

Para habilitar la Transmisión serial asíncrono es necesario configurar los registros TXSTA, RXSTA y BAUDCON.

- **Registro TXSTA:** Transmit Status and Control Register. Está conformado por 8 bit como se muestra en la Tabla 5.

**Tabla 5. Estructura del Registro TXSTA**

CSRC	TX9	TXEN	SYNC	SENDB	BRGH	TRMT	TX9D
bit 7							bit 0

- **CSRC:** Bit selección de la fuente de señal de reloj para el modo síncrono  
 CSRC = 0: modo esclavo (señal de reloj externa)  
 CSRC= 1: modo maestro (señal de reloj generada internamente)
- **TX9:** Bit de habilitación del modo de 9 bit en Transmisión  
 TX9 = 0: se habilita el modo de 8 bit en Transmisión  
 TX9= 1: se habilita el modo de 9 bit en Transmisión
- **TXEN:** Bit de habilitación de la Transmisión  
 TXEN =0: Transmisión deshabilitada  
 TXEN =1: Transmisión habilitada
- **SYNC:** Bit de selección del modo de trabajo del EUSART  
 SYNC =0: selección del modo asíncrono  
 SYNC =1: selección del modo síncrono
- **SENDB:** Bit de envío del carácter de BREAK en modo asíncrono  
 SENDB = 0: envío del carácter de Transmisión BREAK completado  
 SENDB = 1: se enviara un carácter BREAK en la próxima Transmisión  
 (se pone cero por hardware cuando finaliza el envío)
- **BRGH:** Bit de selección del modo de alta velocidad de comunicación (baudrate) en modo asíncrono  
 BRGH = 0: se selecciona baja velocidad de comunicación  
 BRGH = 1: se selecciona alta velocidad de comunicación

- **TRMT:** Bit de status del registro de desplazamiento de Transmisión  
 TRMT=0: registro de desplazamiento de Transmisión ocupado  
 TRMT=1: registro de desplazamiento de Transmisión vacío
- **TX9D:** Valor del 9 bit en Transmisión (puede utilizarse como bit de paridad para distinguir entre dirección o dato en los buses maestro-esclavo)

Se configura en binario 00100100 y en hexadecimal 24 para el tipo de Transmisión que se requiere en el dispositivo.

- **REGISTRO RCSTA:** Receive Status and Control Register. Está conformado por 8 bit como se muestra en la Tabla 6

**Tabla 6. Estructura del Registro RCSTA**

SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D
bit 7				bit 0			

- **SPEN:** Bit de activación del puerto serie  
 SPEN=0: puerto serie desactivado  
 SPEN=1: puerto serie activado (se configuran las líneas RC6/TX/CK y RC7/RX/DT como líneas del puerto serie)
- **RX9:** Bit de habilitación del modo de 9 bits en recepción  
 RX9=0: se habilita el modo de 8 bit en recepción  
 RX9=1: se habilita el modo de 9 bit en recepción
- **SREN:** Bit de habilitación de la recepción simple en modo síncrono maestro  
 SREN=0: se deshabilita en recepción simple  
 SREN=1: se habilita en recepción simple
- **CREN:** Bit de habilitación de la recepción

CREN=0: recepción deshabilitada

CREN=1: recepción habilitada

- **ADDEN:** Bit de habilitación de la detección de dirección en el modo asíncrono de 9 bits

ADDEN=0: detección de dirección deshabilitada (todo los bytes recibidos en el registro de desplazamiento de recepción son procesados independientemente del valor del 9° bit recibido)

ADDEN=1: detección de dirección habilitada (solo se procesa un byte recibidos en el registro de desplazamiento de recepción 9° bit esta a 1)

- **FERR:** Bit de error de formato (solo lectura)

FERR=0: no se ha producido error de formato

FERR=1: se ha producido error de formato

- **OERR:** Bit de error de sobre escritura (solo lectura)

OERR=0: no se ha producido error de sobre escritura

OERR=1: se ha producido error de sobre escritura

- **RX9D:** Valor del 9 bit recibido

Se configura en binario 10001001 y en hexadecimal 89 para el tipo de Transmisión que se requiere en el dispositivo.

- **REGISTRO BAUDCON:** Baud Rate Control Register. Está conformado por 8 bit como se muestra en la Tabla 7

Tabla 7. Estructura del Registro BAUDCON

ABDOVF	RCIDL	RXDTP	TXCKP	BRG16	—	WUE	ABDEN
bit 7							bit 0

- **ABDOVF:** Bit de desbordamiento de auto-detección de la velocidad de comunicación

ABDOVF=0: no se ha producido desbordamiento durante la auto-detección

ABDOVF=1: se ha producido desbordamiento durante la auto-detección (debe ponerse a 0 por software)

- **RCIDL:** Bit status de la operación de recepción

RCIDL=0: hay una operación de recepción en marcha

RCIDL=1: no hay ninguna operación de recepción en marcha

- **SCKP:** Bit de selección de polaridad de la señal de reloj en modo síncrono

SCKP=0: el dato está disponible en el nivel bajo de la señal de reloj (después del flanco de baja)

SCKP=1: el dato está disponible en el nivel alto de la señal de reloj (después del flanco de subida)

- **BRG16:** Bit de habilitación del generador de velocidad de comunicación de 16 bits

BRG16=0: generador de velocidad de comunicación de 8 bit (solo SPBRG)

BRG16=1: generador de velocidad de comunicación de 16 bit (SPBRG y SPBRGH)

- **WUE:** Bit de habilitación del modo de auto-activación en modo asíncrono

WUE=0: modo de auto-activación deshabilitado

WUE=1: modo de auto-activación habilitado (cuando se detecta un flanco de bajada en la línea RX se pone a 1 la bandera RCIF)

- **ABDEN:** Bit de habilitación del modo de auto-detección de velocidad de comunicación

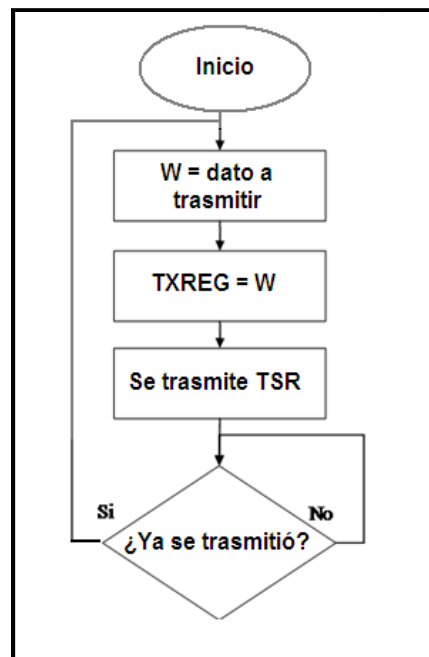
ABDEN=0: modo de auto-detección deshabilitado

ABDEN=1: modo de auto-detección habilitado en la siguiente recepción

Se configura en binario 00000000 y en hexadecimal 0 para el tipo de Transmisión que se requiere en el dispositivo.

Una vez configurado los registros en el módulo USART, se ubica el dato que se quiere transmitir en el registro TXREG; colocado el dato en el registro, se espera a que sea transmitido. Existen dos registros para controlar el dato cuando se ha transmitido: TRMT del TXSTA y TXIF del PIE1. Estos son bit de solo lectura, no se pueden modificar. El TRMT indica cuando el TSR se ha vaciado totalmente. Y el TXIF indica cuando el TXREG está vacío. Con esto claro, se decide a implementar el control de Transmisión hasta que ya no halla dato en el TSR, es decir, todo el dato ha sido transmitido; esto se hace con TRMT. Cumplido lo anterior, se puede transmitir el siguiente dato, como lo muestra la Figura 21.

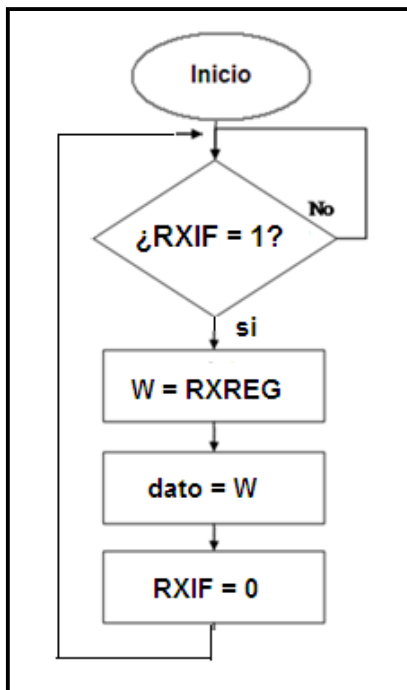
Figura 21. Diagrama de flujo de la transmisión serial.



Para recibir datos se configura el **RXSTA**, la Figura 22 muestra cuando el módulo USART recibe un dato, pone en 1 el bit RXIF del registro PIR 1. Cuando se

reciben un dato se puede en el registro RXREG, una vez leído este registro, el bit RXIF del PIR 1 se pone en 0; continua en cero hasta que vuelva a llegar otro dato.

Figura 22. Diagrama de flujo de la recepción serial.



Para configurar la velocidad de transmisión se utiliza el registro **BRG**, se trata de un temporizador cuya frecuencia se controla mediante un registro; el registro puede ser de 8 bits (SPBRG) ó de 16 bits (SPBRGH; SPBRG). El generador de velocidad de comunicación tiene dos velocidades de funcionamiento que pueden seleccionarse mediante el bit BRGH (TXSTA). En la siguiente tabla se establece como calcular la velocidad de comunicación para el modo asíncrono en función de los valores de los bits BRGH y BRG16, y de los registros SPBRGH y SPBRG:

**Tabla 8. Cálculos de velocidad de comunicación para el modo asíncrono<sup>6</sup>.**

BRG16	BRGH	Cálculo de la velocidad de comunicación
0	0	$\frac{F_{osc}}{64(SPBRG + 1)}$
0	1	$\frac{F_{osc}}{16(SPBRG + 1)}$
1	0	$\frac{F_{osc}}{16[(SPBRGH; SPBRG) + 1]}$
1	1	$\frac{F_{osc}}{4[(SPBRGH; SPBRG) + 1]}$

De acuerdo a lo planteado en la Tabla 8, se despeja de la Ecuación 16 el SPBRG para una velocidad de comunicación de 19200 baudios,  $F_{osc} = 20$  MHz, BRG16 = 0, BRGH = 1.

**Ecuación 16. Velocidad de comunicación con BRG16=0 y BRGH=1**

$$V_{tx} = \frac{F_{osc}}{16(SPBRG + 1)}$$

$$SPBRG = \frac{F_{osc}}{16 \times V_{tx}} - 1$$

$$SPBRG = \frac{20 \times 10^6}{16 \times 19200} - 1$$

$$SPBRG = 64$$

El programa desarrollado en el PIC18F2550 se puede ver en el [Anexo D](#).

#### • Tecnología EIA/TIA<sup>7</sup> RS-232

Los módulos de las diferentes tecnologías reciben los datos de forma serial en el estándar RS-232 (Recommended Standard 232), que es el estándar para el intercambio serie de datos binarios entre un equipo terminal de datos (DTE) y un equipo de comunicación de datos (DCE).

Los sistemas de transmisión serie han alcanzado altos grados de estandarización, rigiéndolos normas internacionales, desarrolladas por institutos, que describen

<sup>6</sup> Tomado del Datasheet del PIC 18F2550.

<sup>7</sup> EIA/TIA: Electronic Industry Alliance / Telecommunication Industry Association



detalladamente especificaciones técnicas, de funcionamiento y operación.<sup>8</sup> Las especificaciones funcionales del estándar RS-232 tienen relación con la recomendación V24 de la UIT-T y se definen veintiún circuitos. La recomendación UIT-T V.24 fue estudiada por la Comisión de Estudio 14 (1993-1996) del UIT-T y fue avalada por la CMNT (Ginebra, 9-18 octubre de 1996), pertenece a la SERIE V: COMUNICACIÓN DE DATOS POR LA RED TELEFÓNICA, la cual determina el uso de módems e interfaces para la banda vocal sobre la red.

Los circuitos necesarios para el enlace de la interfaz entre el equipo terminal de datos y el equipo de terminación del circuito de datos para la transferencia de datos (en modo binario), señales de control, de temporización y señales analógicas, según proceda, es lo que se dispone en la recomendación V24.

En el estándar RS-232 se especifica que un voltaje más negativo que -3 V con respecto a tierra, se considera un “1” lógico y que un voltaje más positivo que +3 V con respecto a tierra, se interpreta como un “0” lógico. Las tensiones empleadas están comprendidas entre +15/-15 voltios. Con respecto a la comunicación entre el dispositivo transmisor y el receptor se requiere que concuerden cual es el protocolo a utilizar. El protocolo RS- 232 tiene las siguientes especificaciones:

- **Frecuencia de reloj (Baud rate):** Para que exista una correcta transmisión entre el emisor y el receptor deben antes ponerse de acuerdo a qué velocidad van a transmitir (se mide en bits por segundo), sincronizando los relojes.
- **Marca (Marking state):** Instante de tiempo en el que no se transmite información. El transmisor conserva la línea en un estado de ‘1’ lógico, llamado marca.

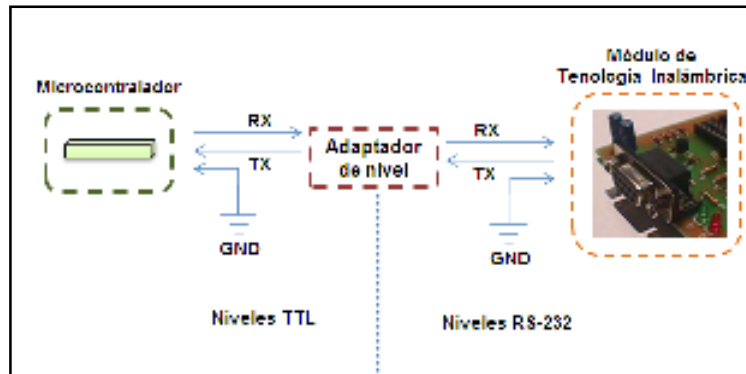
---

<sup>8</sup> Las entidades encargadas de realizar las normas para el correcto funcionamiento de los sistemas son: EIA/TIA (Electronics Industries Association/Telecommunications Industries Association), ISO (International Organization for Standardization) ANSI (American National Standards Institute) CCITT (Comité Consultatif International Téléphonique et Télégraphique) entre otras.

- **Bit de inicio (Start bit):** El emisor indica que la transmisión va a comenzar y se identifica por el envío de un bit de “0” lógico. Espacio o spacing state se denomina a este estado bajo.
- **Bits de datos (Data bits):** Es una cadena de bits que representan la información transmitida. El primer bit en ser transmitido se denomina bit menos significativo (LSB – Least Significant Bit) y el último en ser transmitido es el más significativo (MSB – Most Significant Bit). Las cadenas pueden ser compuestas por 5, 6, 7, o 8 bits de información.
- **Bit de paridad (Parity bit):** Es opcional, y se transmite para identificar los errores en la transmisión.
- **Bits de stop (Stop bit):** Uno o más bits a nivel alto (‘1’ lógico). Permiten que el receptor tenga tiempo de procesar la información antes de que le llegue la próxima cadena de bits de datos. Sirve además para sincronizar a nivel de bit.

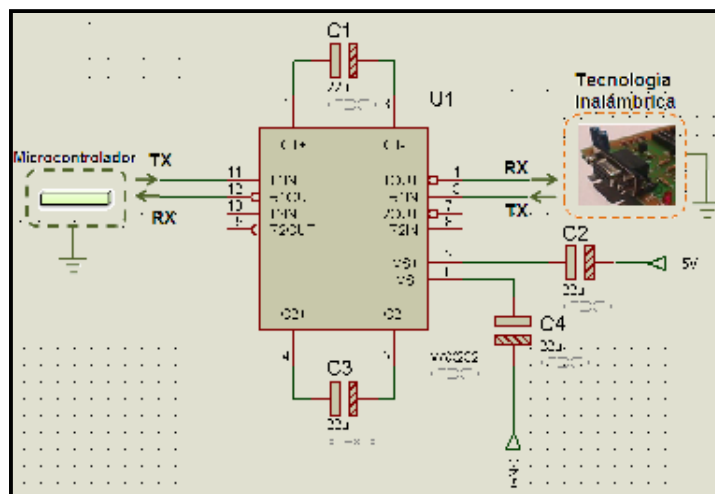
Para poder realizar la comunicación entre el PIC 18F2550 (microcontrolador) al PC por el puerto serie se utilizan las señales Tx, Rx y GND. El PC al igual que los módulos de las tecnologías inalámbricas utiliza la norma RS232, por lo que los niveles de tensión de los pines están comprendidos entre +15 y -15 voltios. Los microcontroladores trabajan con niveles TTL (0-5v), por lo cual es necesario intercalar un circuito que adapte los niveles, como se observa en la Figura 23.

Figura 23. Esquema del adaptador de nivel



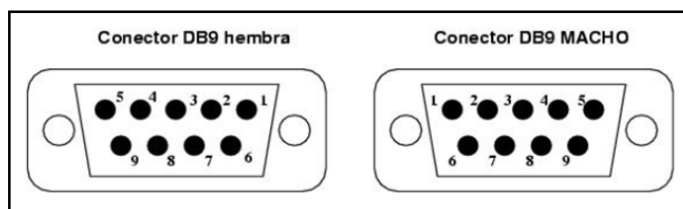
Uno de estos circuitos, muy utilizado, es el MAX232 (ver características en el Anexo E); el cual tiene como función proporcionar un correcto establecimiento de los niveles de tensión entre el microcontrolador y los módulos de las tecnologías inalámbricas. En el diseño de este circuito fue necesaria la utilización de cuatro condensadores con valor de  $22\mu\text{F}$  como se observa en la Figura 24.

Figura 24. Diseño esquemático del circuito MAX 232



Para la comunicación entre los computadores o dispositivos seriales, se utilizan conectores DB 9 y DB 25, en los PCs hay **conectores DB9 macho** de 9 pines (ver Figura 25) por el que se conectan los dispositivos al puerto serie. Los conectores hembra que se enchufan tienen una colocación de pines diferente, de manera que se conectan el pin 1 del macho con el pin 1 del hembra, el pin2 con el 2, así sucesivamente.

**Figura 25. Tipos de conectores DB9**



En la Tabla 9 se muestra su configuración, donde GND (Ground) es la señal de tierra (voltaje de referencia 0v); TX (Transmit Data) es la línea a través de la cual los datos se transmiten al computador o dispositivo serial; RX (Receive Data) es la línea a través de la cual los datos entran al computador o dispositivo serial; RTS (Request To Send) se pone en nivel lógico “1” para indicar al receptor que se va a transmitir; CTS (Clear To Send) en el receptor indica que está listo para recibir datos poniendo esta señal en nivel lógico “1”; DSR (Data Set Ready) en el receptor indica que está conectado; DCD (Data Carrier Detect) indica que hay “portadora” en la línea, es decir que existe comunicación establecida, así no se envíen datos; DTR (Data Terminal Ready) cuando el computador o el dispositivo serial está conectado a un módem, detecta la presencia de portadora en la línea; y RI (Ring Indicator) cuando el computador o dispositivo serial está conectado a un módem y suena el teléfono, el módem activa esta señal.

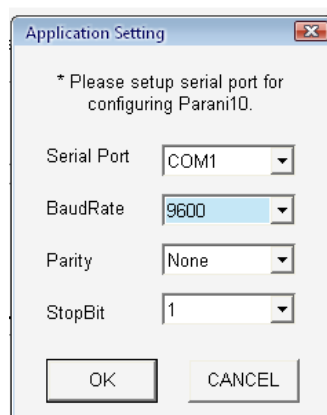
**Tabla 9. Especificación de los conectores del puerto serie RS-232**

DB-9	DB-25	Función	Dirección
1	8	<b>DCD</b> Data Carrier Detect	Entrada
2	3	<b>RX</b> Receive Data	Entrada
3	2	<b>TX</b> Transmit Data	Salida
4	20	<b>DTR</b> Data Terminal Ready	Salida
5	1, 7	<b>GND</b> Ground	-
6	6	<b>DSR</b> Data Sheet Ready	Entrada
7	4	<b>RTS</b> Request To Send	Salida
8	5	<b>CTS</b> Clear To Send	Entrada
9	22	<b>RI</b> (Ring Indicator)	Entrada

- **Tecnología Bluetooth**

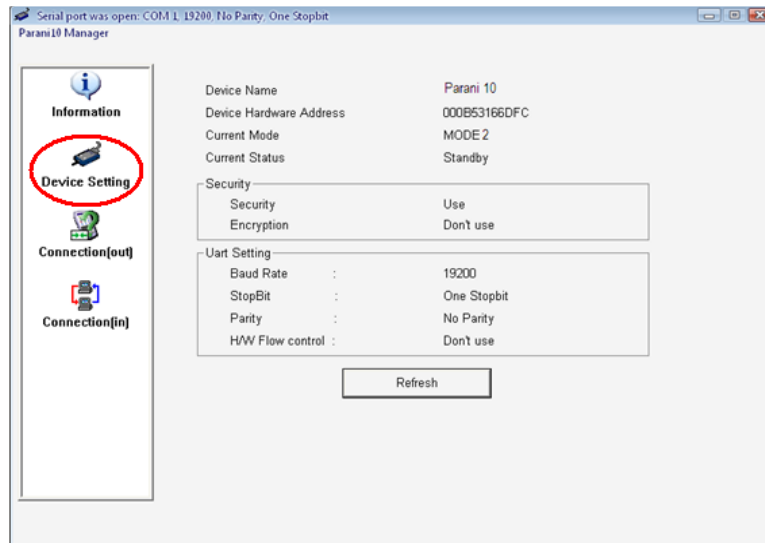
La configuración correspondiente al dispositivo Bluetooth Panari 10 (ver características en el [Anexo F](#)) instalado en el dispositivo para telemetría de señales biológicas que permite la utilización de diferentes tecnologías, y el dispositivo Bluetooth se debe instalar en la central de enfermería donde se monitoreará las señales biológicas para la comunicación entre ellos.

**Figura 26. Inicio del software Parani 10 Manager V1.0**



Al realizar la configuración del dispositivo **Parani 10**, lo primero que se debe hacer es abrir el programa Parani 10 Manager V1.0, al hacer esto, aparece una ventana para seleccionar las características del puerto serial por el cual se comunicará el dispositivo (ver Figura 26); se selecciona el puerto serial por donde está conectado el dispositivo, la velocidad de Transmisión (para este caso se elige 19200 bps), bit de parada 1 y sin ningún bit de paridad.

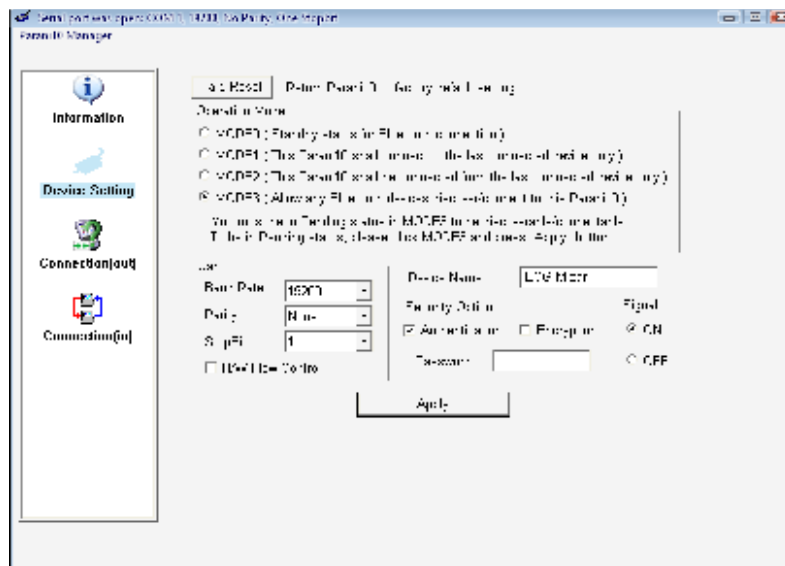
**Figura 27. Configuración del Parani 10**



Acto seguido, aparece una ventana con las características por defecto del dispositivo Bluetooth Parani 10. Para hacer una nueva configuración con las características necesarias para la comunicación con el otro dispositivo Bluetooth, se da clic en el icono Device Setting, como se muestra en la Figura 27.

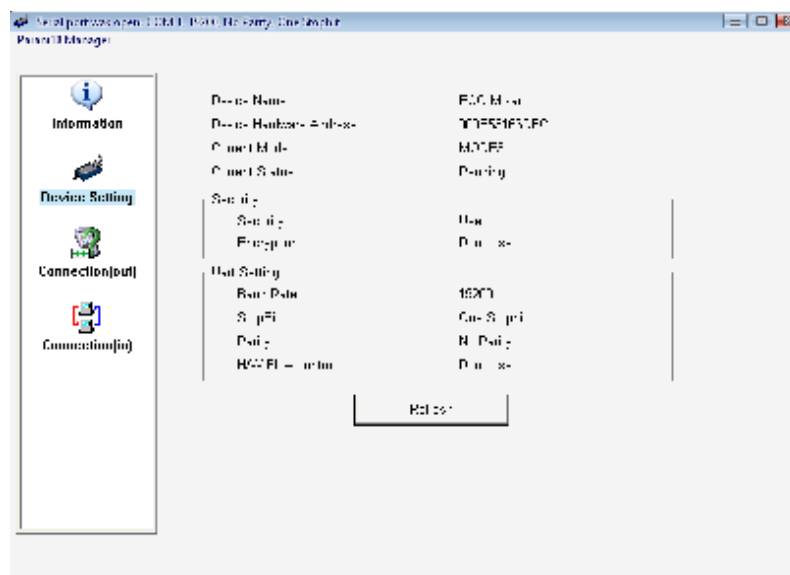
Posteriormente, aparece una ventana para realizar la nueva configuración, en este caso se selecciona en el modo de operación MODE3 (este modo permite descubrir cualquier dispositivos Bluetooth para que se pueda conectarse a esta panani10, para ello se debe estar en modo de espera o pending para ser detectado), se asigna un nombre para que sea fácil reconocer el dispositivo (ECG Mizar), para seguridad se selecciona Autenticación con una clave de paso (1234) y se coloca Signal (señal) en ON; luego se le da aplicar, como lo indica la Figura 28.

**Figura 28. Cambiar configuración del Parani 10**



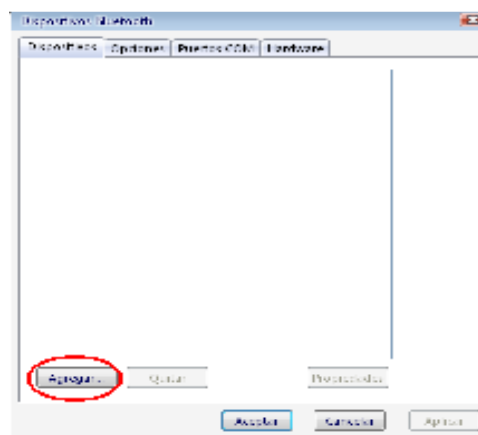
Después, aparece una ventana con la nueva configuración realizada por el usuario, donde el estado de operación cambió de estado Standby (ver Figura 27) a estado pendiente, esperando a conectarse con el otro dispositivo Bluetooth para establecer la comunicación (Figura 29), con esto se finaliza la configuración del dispositivo Parani 10.

**Figura 29. Configuración realizada por el usuario en el Parani 10**



Al insertar el dispositivo en el computador de la **central de monitoreo**, los controladores se instala automáticamente, logrando así acceder fácilmente al programa del dispositivo Bluetooth haciendo click por la ruta Inicio, panel de control y dispositivo Bluetooth, al hacer esto, se inicia el programa donde se puede observar la configuración del dispositivo. Para establecer la comunicación con otro dispositivo Bluetooth (en este caso con el dispositivo Bluetooth Parani 10), se le da click en agregar como se muestra en la Figura 30:

**Figura 30. Inicio de programa del dispositivo Bluetooth**



Inmediatamente aparece una ventana (ver Figura 31) donde le aconseja al usuario que configure el dispositivo Bluetooth Parani 10 con las características necesarias para que el dispositivo que se está configurando pueda detectarlo; si ya se encuentra configurado, se selecciona la opción “Mi dispositivo está configurado y listo para ser detectado” y se oprime el botón siguiente.

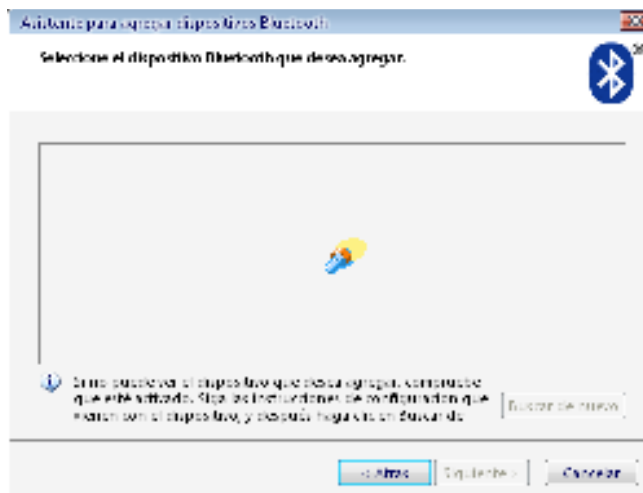


**Figura 31. Asistente para agregar dispositivos Bluetooth**



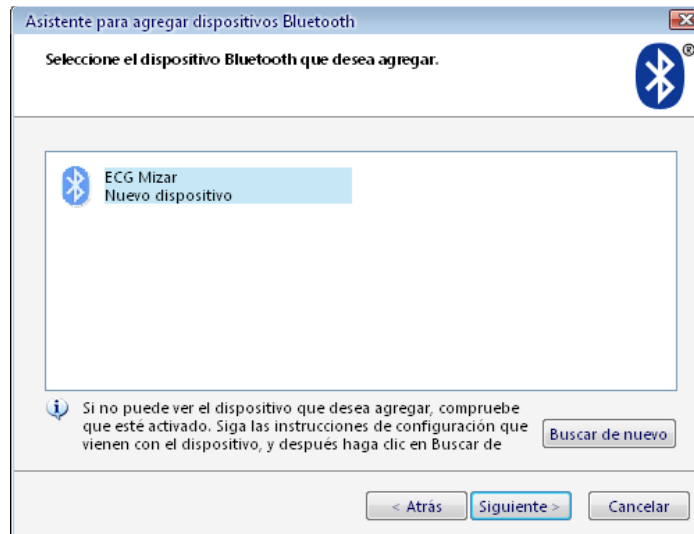
El Dispositivo comienza a buscar al otro dispositivo Bluetooth Parani 10 con quien va a establecer la comunicación, como se muestra en la Figura 32:

**Figura 32. Búsqueda de los dispositivos con que va a entablar comunicación**



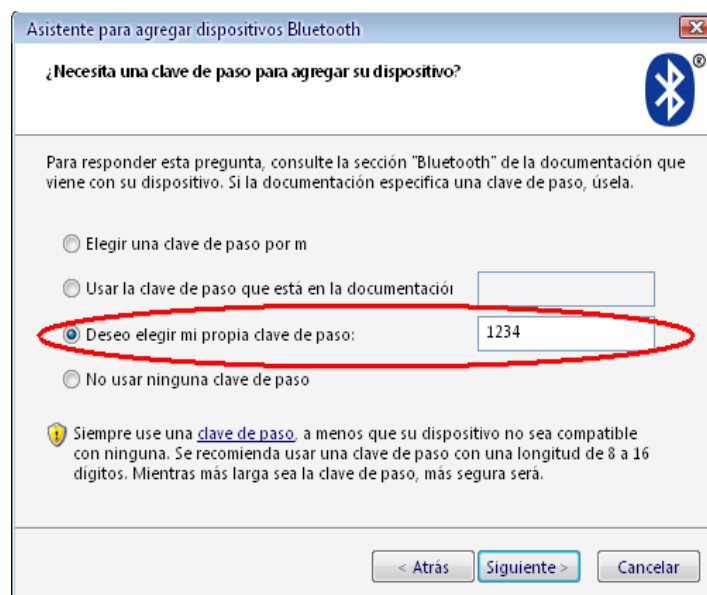
Si el dispositivo Bluetooth Parani 10 está configurado correctamente aparece en la ventana para ser seleccionado (como en este caso ya se configuró anteriormente aparecerá con las características establecidas) como se muestra en la Figura 33, se selecciona el dispositivo y se oprime siguiente.; si no está le sugiere al usuario que compruebe que esté activado, y después haga clic en buscar de nuevo.

**Figura 33. Dispositivos encontrados para establecer la comunicación**



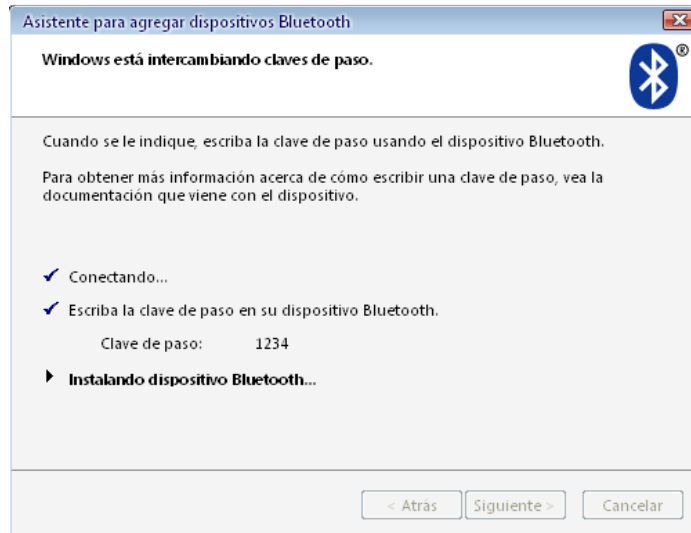
Para mantener segura la comunicación entre el dispositivo que se está configurando en la central de monitoreo y el dispositivo Bluetooth Parani 10, se establece en la comunicación de una clave de paso de máximo de 16 dígitos elegida por el usuario o establecida con la documentación que viene con el dispositivo Bluetooth Parani 10 (En este caso el usuario eligió su propia clave de paso como se muestra en la Figura 34) y se da clic en siguiente.

**Figura 34. Elección de clave de paso**



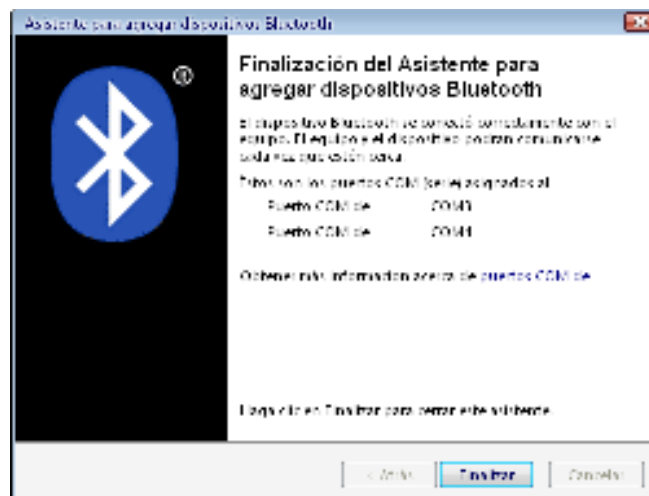
Rápidamente cambia la ventana para intercambiar las claves de paso para así conectar con el dispositivo Bluetooth Panari 10, como se puede observar en la Figura 35.

**Figura 35. Estableciendo comunicación entre los dispositivos Bluetooth**



A continuación de esto, aparece una venta la cual informa que el dispositivo que se acaba de instalar en el computador de la central de enfermería se conectó correctamente con el equipo y también sobre los puertos seriales asignados por los cuales se pueden comunicar. En la Figura 36 se puede observar detalladamente:

**Figura 36. Conexión correcta entre los dispositivos Bluetooth**



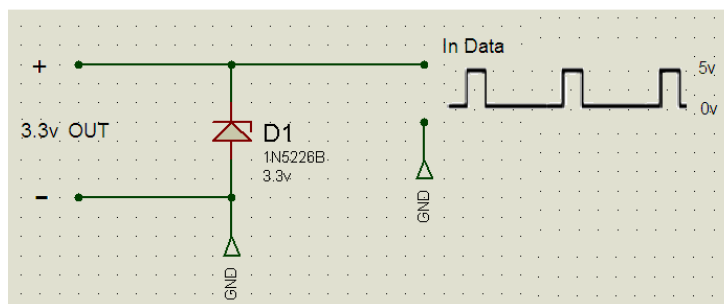
- **Tecnología de Radio Frecuencia RF**

A continuación se muestra la configuración correspondiente a los dispositivos RF instalados en el dispositivo para telemetría de señales biológicas que permiten la utilización de diferentes tecnologías y en el computador de la central de enfermería estableciendo la comunicación full dúplex para monitorización de las señales biológicas.

Se eligió los módulos de RF **TRF-2.4G** (ver características en [Anexo G](#) y [Anexo H](#)) ya que cumplen con las especificaciones de diseño, son económicos y de fácil acceso en el mercado. Los módulos TRF operan en un rango de tensión de -0.3v a 3.6v, lo cual, tiene como consecuencia que la señal digital (datos) debe estar en este rango de tensiones. Para ello, existen dos formas de hacerlo:

- **Circuito con un diodo Zener** de 3.3v (ver Figura 37). Se realizó dicho circuito pero no funciono por la rápida conmutación de estado de la señal de dato que sale del micro-controlador.

**Figura 37. Circuito con diodo zener de 3.3v**



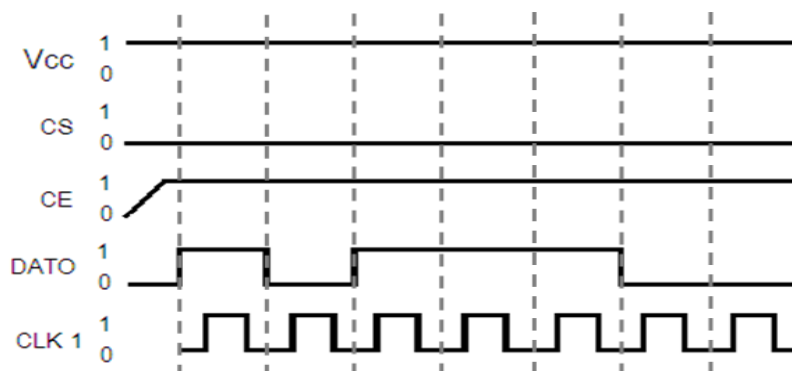
- Elegir un **micro-controlador** que se alimente con una tensión inferior a 3.3v. El PIC 18f2550 se alimenta de 2.6v a 5v; por lo tanto se eligió esta opción, lo cual conlleva, a que la fuente de tensión continua, genere un voltaje de 3.6v.

Los módulos TRF funcionan de dos modos:

- **Modo ShockBurst:** se tiene acceso a la alta velocidad de transmisión de datos (1 Mbps) que permite el TRF-2.4G, reduce el consumo de corriente y

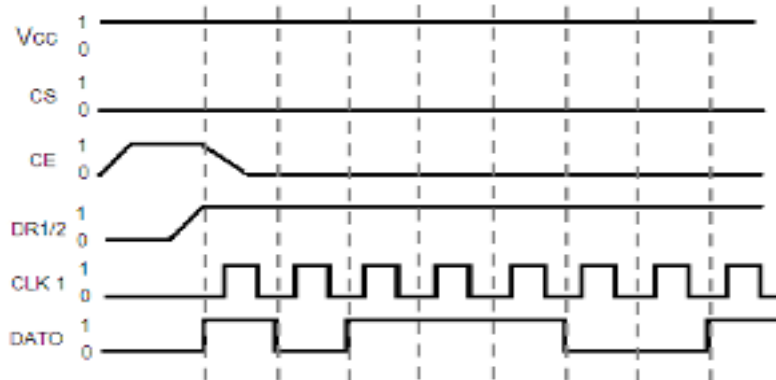
facilita el uso de micro-controladores baratos. En modo Shock Burst la transmisión de la señal es de forma **síncrona**, como se muestra en la Figura 38:

**Figura 38. Transmisión en modo ShockBurst**



En modo Shock Burst la recepción de la señal es de forma síncrona, como se muestra en la Figura 39:

**Figura 39. Recepción en modo ShockBurst**

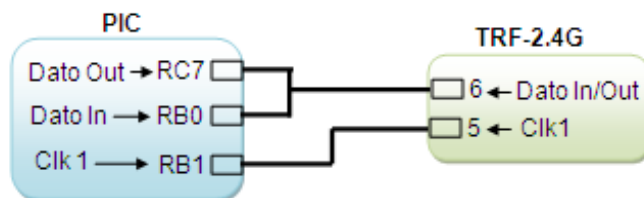


La comunicación en los módulos TRF-2.4G no son full dúplex, es decir, para recibir y transmitir se tiene la misma línea de transmisión, esto ocurre en el pin DATA. Los pines en el modulo TRG-2.4G están asignados el Pin 5 para Clk1, y el Pin 6 para Data In/Out.

Los pines, en la configuración SPI del módulo USART del PIC18F2550 están designados así el Pin RC7 para Data Out, Pin RB0 para Data In, y El Pin RB1 para Clk.

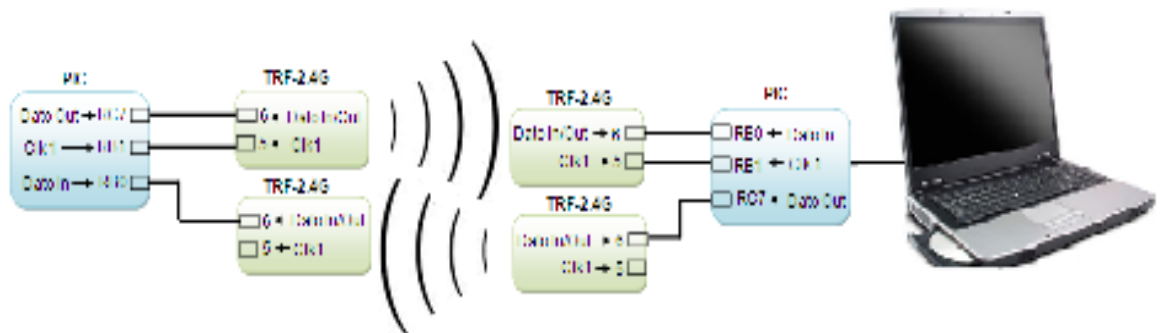
Al hacer la conexión con los puertos de la interfaz SIP, el canal de salida converge con el canal de entrada, lo cual, simularía la ejecución de algunos de los dos eventos (evento 1 o evento 2) planteados en el sistema de la programación del PIC produciendo un error en la ejecución del programa, como se puede apreciar en la Figura 40:

**Figura 40. Convergencia del dato de salida con el dato de entrada**



Por lo tanto, es necesario implementar una comunicación full dúplex, como lo muestra la Figura 41:

**Figura 41. Comunicación full dúplex con los módulos TRF-2.4G**



Para que el diseño de la comunicación full dúplex de la Figura 41 funcione, se necesita cuatro módulos TRF-2.4G, pero el grupo TIGUM no cuenta en estos momentos con los módulos necesarios TRF-2.4G, solo posee dos de estos módulos. Analizando otras posibilidades, se observó que en el grupo

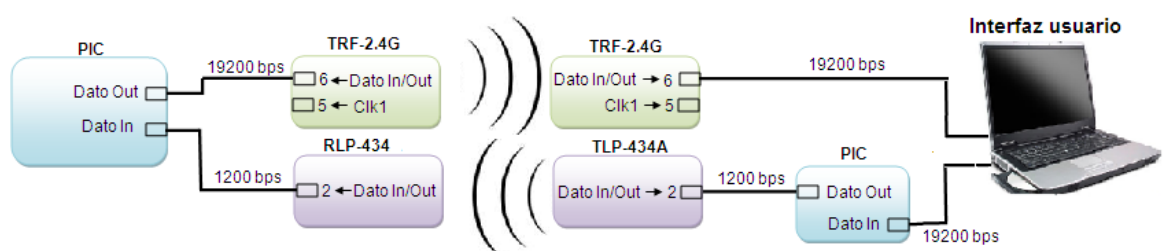
TIGUM se encuentran dos módulos RF que sirven para esta comunicación, los cuales son el transmisor TLP434A (ver características en el [Anexo I](#)) y el receptor RLP434 (ver características en el [Anexo J](#)); estos módulos son half dúplex y la capacidad de transferencia es de 2.4 Kbps.

Los módulos TLP434A y RLP434 solo tienen un canal de transmisión y un canal de recepción respectivamente, por lo tanto no se puede transmitir y recibir de forma síncrona puesto que en la recepción no se tendría la señal de reloj de recepción necesaria para el recibimiento de los datos, estos módulos son de transmisión asíncrona.

El PIC puede ser configurado en modo de transmisión síncrona (SIP) ó en modo asíncrona (módulo USART) pero no se puede configurar para que transmita de forma síncrona (es la forma de configurar el PIC para utilizar los módulos TRF-2.4G en modo ShockBurst) y al mismo tiempo configurarlo para que reciba datos de forma asíncrona (para los módulos TLP y RPL). Por esta razón, no es posible usar el TRF-2.4G en modo ShockBurst; se configura en Modo Directo.

El diseño de comunicación full dúplex implementando los módulos TRF-2.4G, TLP y RLP lo muestra la Figura 42:

**Figura 42. Comunicación con los módulos TRF-2.4G, TLP434A y RLP434**



- **Modo Directo:** Funciona como un dispositivo tradicional de RF, es decir, trabaja en modo FIFO. Los datos deben estar fijados en 1Mbps o 250kbps en para baja velocidad de transmisión de datos, para el receptor en la

detección de las señales. Posee 3 pines para la transmisión: CE, CS y DATA.

Para configurar el modo directo del TRF-2.4G se necesita una palabra de configuración de dos bytes, la cual está conformada por los parámetros que se muestran en la Tabla 10.

**Tabla 10. Estructura de la palabra de configuración para el TRF-2.4G**

RX2_EN	CM	RFDR_SB	XO_F			RF_PWR		Sets the channel frequency							Set active mode
Bit 15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Bit 0

- **Set active mode:** Selección modo activa de la comunicación  
 Bit 0 = 0: modo de transmisión  
 Bit 0 = 1: modo de recepción
- **Sets the channel frequency:** Selección del canal para la transmisión comprendida desde el canal 1 hasta el canal 7
- **RF\_PWR:** Configuración de la potencia de transmisión (en la Tabla 11 se encuentran las diferentes opciones que se puede elegir).

**Tabla 11. Configuración potencia de transmisión del módulo TRF-2.4G**

Bit 9	Bit 8	Potencia (dBm)
0	0	-20
0	1	-10
1	0	-5
1	1	0

- **XO\_F:** Selección del cristal de frecuencia a usar.
- **RFDR\_SB:** Se configura la velocidad de transferencia.  
 Bit 13 = 0: la velocidad de transferencia es de 250 Kbps.  
 Bit 13 = 1: la velocidad de transferencia es de 1 Mbps.



- **CM:** Modo de comunicación  
 Bit 14 = 0: Modo Directo  
 Bit 14 = 1: Modo ShockBurst
- **RX2\_EN:** Selección de canales de recepción  
 Bit 15 = 0: selección de un canal para la recepción  
 Bit 15 = 1: selección de dos canales para la recepción

La configuración empleada para este caso es la siguiente:

- **Set active mode:** Bit 0 = 0 en modo de transmisión
- **Sets the channel frequency:** Se escogió el canal 1  
 Bit 1 = 1   Bit 2 = 0   Bit 3 = 0   Bit 4 = 0   Bit 5 = 0   Bit 6 = 0  
 Bit 7 = 0
- **RF\_PWR:** La potencia empleada que se escogió es la máxima de 0 dBm, es decir, de 1 mW.  
 Bit 8 = 0   Bit 9 = 1
- **XO\_F:** El módulo TRF-2.4G está formado internamente por el integrado NRF2401y para que esté integrado funcione se necesita de un cristal de frecuencia 16 Mhz.  
 Bit 10 = 1   Bit 11 = 1   Bit 12 = 0
- **RFDR\_SB:** La velocidad de transferencia es de 250 Kbps.  
 Bit 13 = 0
- **CM:** El modo de comunicación que se escogió es en Modo Directo  
 Bit 14 = 0
- **RX2\_EN:** Bit 15 = 0

Por lo cual, la configuración de la palabra de configuración que en la Tabla 12:

**Tabla 12. Distribución palabra de configuración para tx en módulo TRF-2.4G**

Bit 15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	0

Para ingresar la palabra de configuración de 2 bytes previamente establecida, se envía en el pin DATA del módulo TRF-2.4G, como se muestra en la Tabla 13:

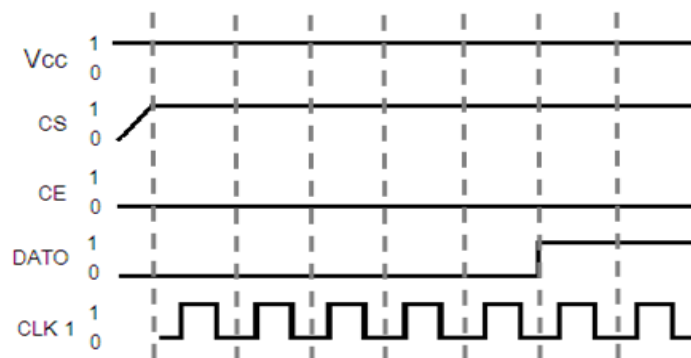
**Tabla 13. Modo de ingresar la configuración en el módulo TRF-2.4G**

Modo	CE	CS
Para Dato a transmitir	1	0
Dato de configuración del módulo	0	1
Deshabilitar el módulo	0	0

Para configurar el módulo TRF-2.4G en modo de configuración se tiene en estado lógico 0 el pin CE y pin CS en 1.

La palabra de configuración debe ser ingresada al pin DATA de la forma como se muestra en la Figura 43:

**Figura 43. Forma de ingresar la configuración en el pin DATA del módulo TRF-2.4G**

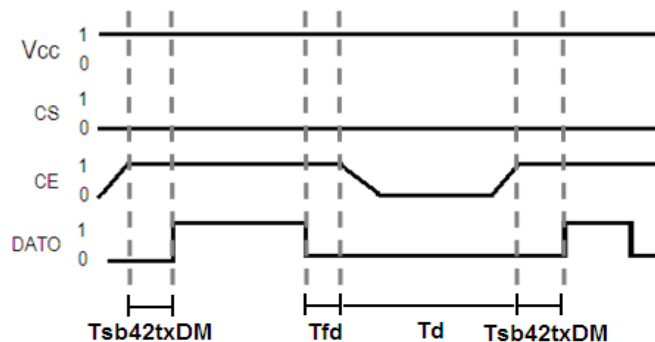


Para la transmisión se coloca el pin CE a un 1 lógico, apenas ocurra este hecho, como el módulo TRF-2.4G está configurado en modo directo, transmitirá los datos que envíe el PIC. El PIC transmitirá los datos de manera asíncrona por medio de la USART.

En la transmisión de los datos, es necesario esperar un tiempo determinado entre la activación de CE en 1 lógico y la transmisión de los datos al TRF-2.4G. Este tiempo se denomina  $T_{sby2txDM}$  y debe cumplir que sea menor a 202 microsegundos ( $T_{sby2txDM} < 202 \mu s$ ).

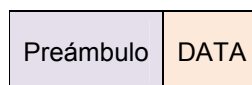
Cuando se termina la transmisión de un dato, es necesario poner en modo de standby el TRF-2.4G ( $CE = 0$  y  $CS = 0$ ) hasta que se tenga que transmitir otro dato, este tiempo se denomina  $T_d$ , en la Figura 44 se muestra dichos tiempos:

**Figura 44. Modo Standby del módulo TRF-2.4G**



Ya se sabe la forma en que se deben transmitir los datos del PIC al módulo TRF-2.4G. Ahora bien, los datos deben ir en una trama que el fabricante especificó para la transmisión en modo directo, en la Figura 45 muestra las partes de dicha trama:

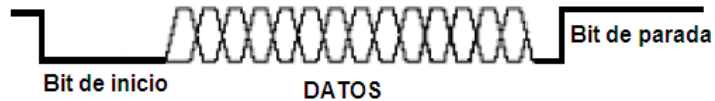
**Figura 45. Trama del fabricante para transmisión en modo directo**



Preámbulo: mecanismo de detección de error, es decir, en el receptor solo aparecerá en el pin DATA, el dato transmitido si el preámbulo es válido. El preámbulo puede ser 01010101 si el primer bit de dato a transmitir es "0", o 10101010 si el primer bit de dato a transmitir es "1".

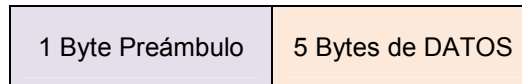
Como la transmisión planteada es asíncrona, el dato a ingresar al módulo TRF-2.4G es bit de inicio, datos, bit de para, como lo muestra la siguiente Figura 46:

**Figura 46. Estructura de los datos al ingresar al módulo TRF-2.4G**



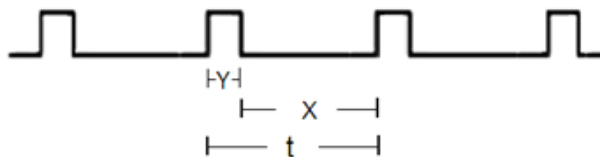
Por lo cual, el preámbulo a implementar es 01010101, esto quiere decir, que se transmitirá 6 bytes (ver Figura 47).

**Figura 47. Trama a transmitir por el módulo TRF-2.4G**



Esto implica las consecuencias en el muestro de la señal que se presenta en la Figura 48:

**Figura 48. Tiempos de muestreo**



Donde:

Y: es el tiempo de digitalización de la muestra de dos canales = 32 us

X: tiempo de transmisión de una muestra en 2 Bytes = 1.136 ms

Ahora, como son 6 Bytes para la transmisión, el tiempo que se tardaría la trama de 6 bytes sería  $X_{\text{trama 6 Byte}} = 3 \times 1.146 \text{ ms} = 3.408 \text{ ms}$ , el tiempo de transmisión para una trama de 6 Byte dado en la Ecuación 17.

**Ecuación 17. Tiempo de transmisión para una trama de x Byte**

$$t_{\text{Bytes}} = X_{\text{trama x Byte}} + Y$$

$$t_{6 \text{ Bytes}} = X_{\text{trama 6 Byte}} + Y$$

$$t_{6 \text{ Bytes}} = 3.408 \text{ ms} + 32 \mu\text{s} = 3.437 \text{ ms}$$

Esto quiere decir, que se están tomando muestras cada 3.437 ms, para un total de muestras por segundo dado en la Ecuación 18.

**Ecuación 18. Numero de muestras por segundo**

$$N^{\circ} \text{ muestras/segundos} = \frac{1000 \text{ ms}}{3.437 \text{ ms}} = 290 \text{ muestras/segundos}$$

Las 290 muestras por segundos se encuentran entre el rango óptimo de muestreo para una señal ECG según el Instituto tecnológico de Massachusetts. Por lo cual, se concluye que en una trama podría, según el caso, haber un máximo de 2 muestras de cualquier señal.

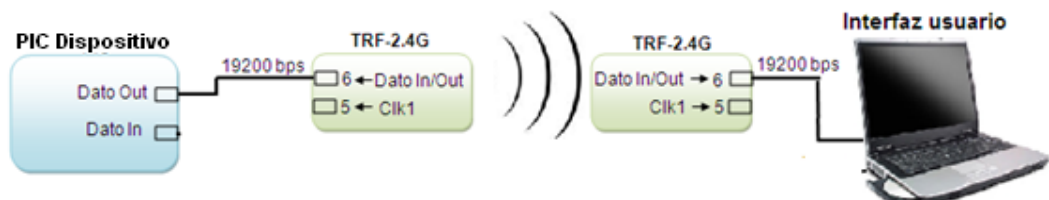
En la recepción en Modo Directo se configura el módulo TRF con la palabra de configuración como se indica en la Tabla 14:

**Tabla 14. Palabra de configuración para recepción en módulo TRF-2.4G**

Bit 15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Bit 0
0	0	0	0	1	1	1	1	0	0	0	0	0	0	1	1

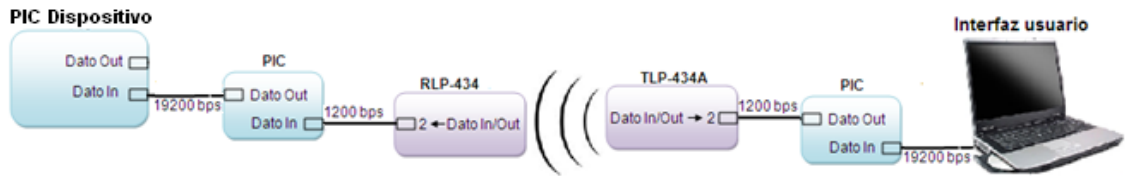
Una vez configurado se pone en modo activo de recepción (CS = 0 y CE = 1), con esto se termina el diseño del sistema de comunicación simplex del dispositivo a la central de enfermería con los módulos TRF-2.4G (ver Figura 49).

**Figura 49. Comunicación simplex desde el dispositivo hasta la central de enfermería**



Ahora se realizará el sistema de comunicación desde la central de enfermería al dispositivo con los módulos TLP434A y RPL434, como se muestra en la Figura 50:

**Figura 50. Comunicación simplex desde la central de enfermería hasta el dispositivo**



Para el sistema de la Figura 50 se cuenta con el módulo de transmisión TLP434A y con el de recepción RPL434, los cuales tiene los siguientes parámetros:

Voltaje de alimentación está en el rango de 0.3v a 12v por lo cual se alimentará con 5v. Se elige la velocidad transmisión más baja que se puede para un cristal de 20 MHz. A continuación se calcula la velocidad de transferencia según la Ecuación 19 encontrada en la Tabla 8. Para un SPBRG = 255, Fosc = 20 MHz, BRG16 = 0, BRGH = 0.

**Ecuación 19. Velocidad de comunicación con BRG16=0 y BRGH=0**

$$V_{tx} = \frac{F_{osc}}{64(SPBRG + 1)}$$

$$V_{tx} = \frac{20MHz}{64(255 + 1)}$$

$$V_{tx} = \frac{20MHz}{16666.66667}$$

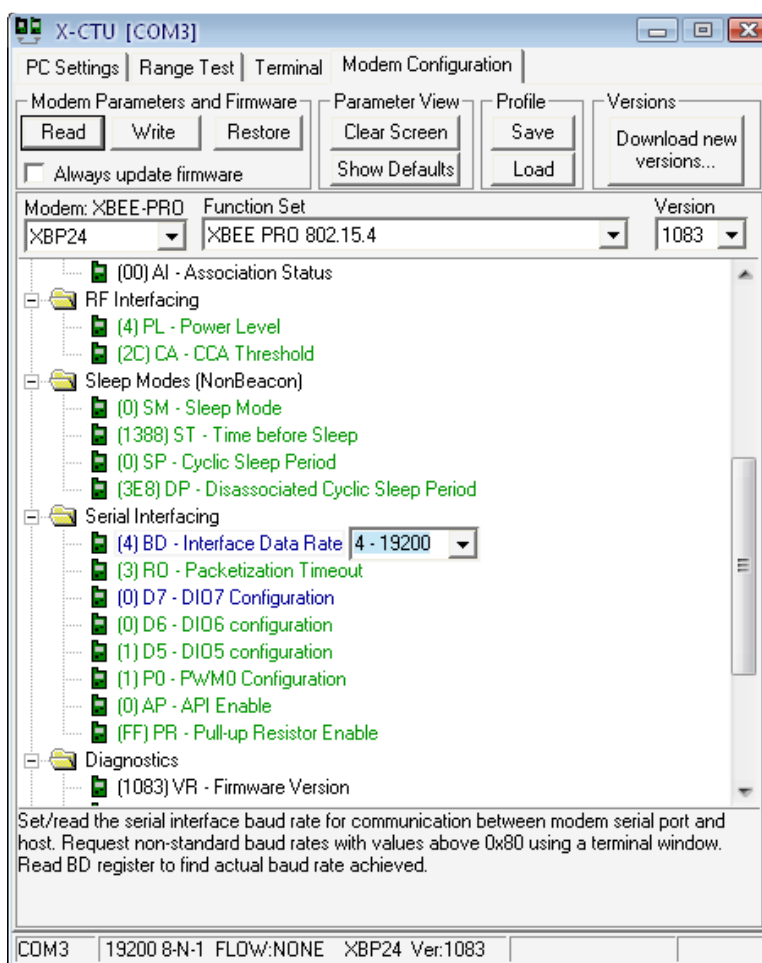
$$V_{tx} = 1200 \text{ bps}$$

- **Tecnología ZigBee**

La configuración correspondiente a la tecnología ZigBee(ver características en el Anexo K) en el dispositivo para telemetría de señales biológicas que permite la utilización de diferentes tecnologías, y en el dispositivo que se debe instalar en la central de enfermería donde se monitoreará las señales biológicas para la comunicación entre ellos, se configurara con los mismos parámetros. Para ello, se instala el software X-CTU (con el cual se programan los módulos Xbee y Xbee

pro) en el computador donde se va a configurar la tecnología. Después de instalado se oprime en la pestaña “Modem Configuration” el botón “Read” donde aparece una lista con los parámetros que se desea configurar, basta con hacer click sobre cualquiera de los parámetros para introducir el valor deseado. Para este caso, se configuró el canal y la velocidad de transferencia con 19.200 bps, como se observa en la Figura 51.

**Figura 51. Configuración módulos ZigBee**



### 3.5.3 Fuente de Alimentación

Las corrientes y voltajes consumidos en el circuito por cada tecnología captadas en la práctica por un multímetro están dados por la Tabla 15.

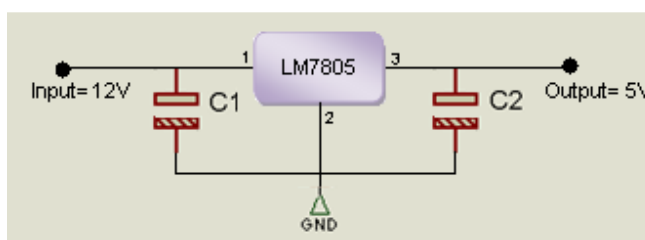
**Tabla 15. Valores de las corrientes y voltajes consumidos por las tecnologías.**

Tecnologías	Corriente (mA)	Voltaje (v)
Bluetooth	240	5
ZigBee	320	12
RF	300	3.5
RS-232	200	5

Es decir, Los requisitos para la fuente de alimentación están limitados por dos factores: el primero es que suministre voltajes de 12V, 5V, y 3.5V para las tecnologías, además de -5V para los integrados de la señal ECG . Y segundo, suministre corriente mínima de 320 mA.

- Fuente de 12 Voltios: se utilizó un adaptador de 120V AC a 12V DC, que tuviera como corriente de carga mínima 320 mA.
- Fuente de 5V Voltios: se manejó el integrado regulador LM 7805 de 5V al cual, según característica en el Datasheet, le puede entrar un rango de voltajes de 8V a 20V y de corriente entre 5mA a 1.5A. y en la salida del integrado se tendrá un rango de voltaje entre 4.75V a 5.25V y de corriente entre 5mA a 1A. En la Figura 52 se encuentra descrito el diseño esquemático del integrado con condensadores  $C_1=0.1\mu\text{F}$  y  $C_2=0.33\mu\text{F}$ .

**Figura 52. Diseño esquemático fuente de 5V**

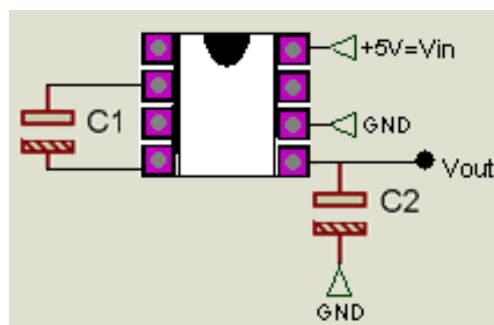


- Fuente de -5V: se utilizó el integrado inversor TC7660H, que según característica en el Datasheet que proporciona el fabricante, le suministrar un rango de voltajes de 1.5V a 10V y de corriente entre 0.46mA a 1.5mA, con un eficiencia del 85%, inversor de voltaje de 99.7%. y el voltaje de salida es igual a  $-n$  por el voltaje de entrada donde n es igual a 1 en el dispositivo y el voltaje



de entrada es 5V, en la práctica resultó con un voltaje de salida de -4.7V y la corriente de 10 mA. En la Figura 53 se encuentra descrito el diseño esquemático del integrado con condensadores  $C_1=1\mu\text{F}$  y  $C_2=250\mu\text{F}$ .

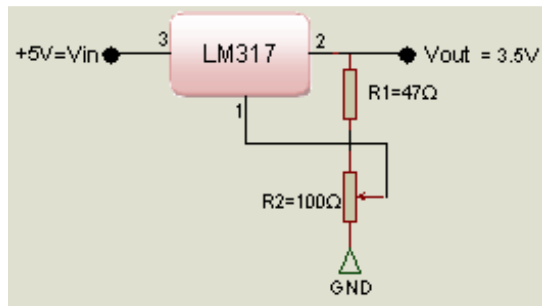
**Figura 53. Diseño esquemático fuente de -5V**



La señal ECG requiere de los integrados AD620 y LF353N, donde el primero necesita un voltaje de entrada de -5V y 5V con una corriente de 1.3mA para cada voltaje; y el segundo, necesita un voltaje de entrada de -5V y 5V con una corriente de 1.3mA para cada voltaje. Es, decir, que para las dos señales ECG se necesita una corriente máxima para la fuente positiva y negativa de 5.2mA, donde el voltaje y corriente de salida (-4.7V y 10 mA respectivamente) que provee el integrado 7660 son óptimas para el diseño del dispositivo.

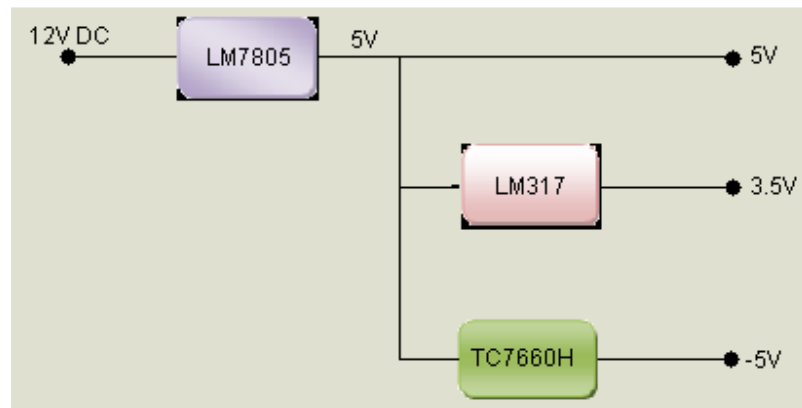
- Fuente de 3.5V: se manejó el integrado regulador LM317 a 3V, al cual, según característica en el Datasheet que proporciona el fabricante, le puede entrar un rango de voltajes de 3V a 20V y de corriente entre 5mA a 2A, y en la salida del integrado se tendrá un rango de voltaje entre 1.2V a 3.7V y de corriente entre 5mA a 1.3A. En la Figura 54 tales se encuentra descrito el diseño esquemático del integrado con condensadores  $R_1=47\Omega$  y  $R_2=100\Omega$ .

**Figura 54. Diseño esquemático fuente de 3.5V**



El diagrama de bloques de las fuentes integradas se puede observar en la Figura 55.

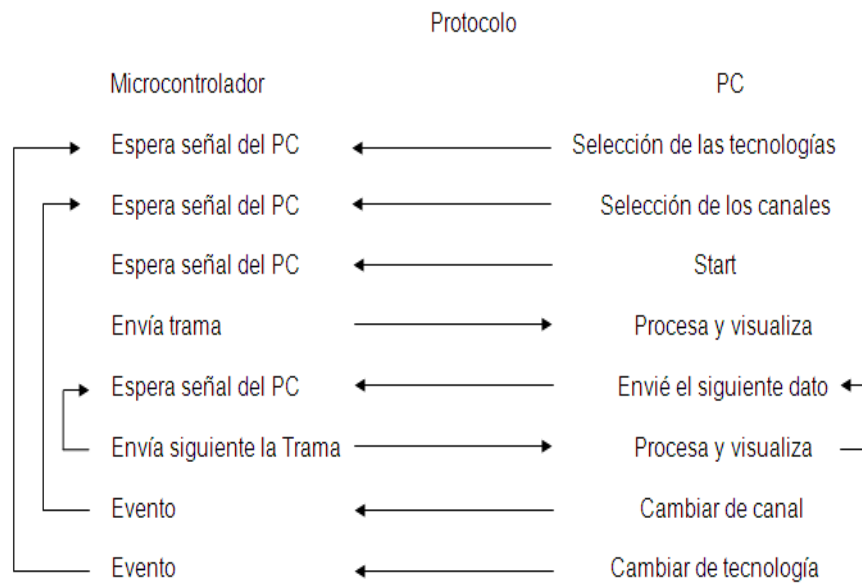
**Figura 55. Diagrama de bloques de las fuentes integradas**



### 3.5.4 Integración de los Módulos

Para la integración de los módulos de adquisición y Transmisión, se hizo indispensable el diseño e implementación del protocolo de comunicación analizando la funcionalidad en el enlace a establecer.

- **Diseño preliminar**



El microcontrolador espera la señal de selección de tecnología, cuando el PC envía la señal de selección de tecnología, el microcontrolador espera la señal de selección de canal. En el Instante que en el PC se selecciona el canal a visualizar y el microcontrolador espera que el PC envíe la orden de transmitir los datos. Cuando en el PC envía la orden al microcontrolador de enviar los datos, el microcontrolador envía la primera trama y queda esperando a que el PC le envíe la orden de que ya puede seguir con el siguiente dato, el PC procesa y Visualiza la información remitida por el microcontrolador y en el instante que termina, le envía al microcontrolador la orden de que siga enviando la trama, así sucesivamente hasta que el PC mande la orden de finalizar.

Para transmitir un Byte se necesita las siguientes instrucciones tanto en programación en assembler como en C

Programación en Assembler		Programación en C
movlw     0x48	→	txreg=72
movwf     0x0d,0x0	→	
BTFSS     0xac, 0x1, 0x0	→	while (TXSTAbiits. TRMT=0)

Las instrucciones movlw y movwf consumen un ciclo de máquina, mientras que BTFSS y BRA consumen dos ciclos de máquina. Estas últimas son instrucciones que se tienen que repetir puesto que preguntan si puede transmitirse la señal, esto ocurre hasta que el PC de la orden de que ya puede enviar el siguiente dato, por ello no se puede saber cuántas veces se tiene que ejecutar. Es decir, que el tiempo que tarda el programa para ejecutarse en enviar un dato teóricamente está dado por la Ecuación 20.

**Ecuación 20. Tiempo de duración para ejecutarse el programa**

$$t = 1_{\text{ciclo de maquina}} + 1_{\text{ciclo de maquina}} + 2_{\text{ciclo de maquina}} + 2_{\text{ciclo de maquina}} = 6_{\text{ciclo de maquina}}$$

Cada ciclo de máquina está dado por la Ecuación 21.

**Ecuación 21. Ciclo de máquina**

$$1_{\text{ciclo de maquina}} = \frac{4}{f_{\text{oscilador}}} = \frac{4}{4 \text{ MHz}} = 1 \text{ us con un cristal de 4 MHz}$$

$$1_{\text{ciclo de maquina}} = \frac{4}{f_{\text{oscilador}}} = \frac{4}{20 \text{ MHz}} = 200 \text{ ns con un cristal de 20 MHz}$$

El tiempo de instrucción de 6 ciclos de máquina es 1.2 us, se utiliza un cristal de 20 MHz porque se demora menos en la ejecución del programa, el tiempo de ejecución del programa para un Byte a 9600 bps se muestra en la Ecuación 22.

**Ecuación 22. Tiempo de transmisión para un Byte**

$$t_{\text{Byte}} = \frac{8 \text{ bit}}{9600 \text{ bps}} + \text{tiempo de instrucción de maquina}$$

$$t_{\text{Byte}} = \frac{8 \text{ bit}}{9600 \text{ bps}} + 1.2 \text{ us} = 834.1 \text{ us}$$

Un Byte se transmite en 0.834 ms teóricamente con una velocidad de 9600 bps, ahora se compara con el tiempo que demora un Byte a 19200 empleando la Ecuación 22. Es decir, si se aumenta la velocidad de transmisión se puede

transmitir el doble de byte en 1 segundo ya que a 19200 bps un Byte tarda en transmitirse a 0.4178ms.

$$t_{Byte} = \frac{8 \text{ bit}}{19200 \text{ bps}} + 1.2\mu s = 417.8666 \mu s$$

En la práctica, con una frecuencia reloj de 20 MHz en el PIC y con una velocidad de transmisión de 19200 baudios, cada Byte tarda 0.568 ms o 568 us en transmitirse (con este dato se trabajará debido a que el dato práctico se diferencia del dato teórico y si realizan cálculos del tiempo de transmisión se obtendría un valor erróneo en el cálculo de Byte que podría tener la trama).

A una velocidad de transmisión de 9600 baudios, cada Byte tarda 1.44 ms. Se puede calcular el tiempo de una trama a 9600 bps ya que una trama tiene 25 byte (para este caso) utilizando la Ecuación 23.

**Ecuación 23. Tiempo de transmisión de una trama**

$$t_{trama} = \text{Byte de la trama} \times 1.44 \text{ ms}$$

$$t_{trama} = 25 \text{ Byte} \times 1.44 \text{ ms}$$

$$t_{trama} = 36 \text{ ms}$$

La Ecuación 24 muestra el tamaño de trama a transmitir en un segundo.

**Ecuación 24. Tamaño de la trama en un segundo**

$$\text{tamaño de la trama} = \frac{1 \text{ s}}{t_{trama}}$$

$$\text{tamaño de la trama} = \frac{1000 \text{ ms}}{36 \text{ ms} / \text{tramas} + 192\mu s} = 27.6 \text{ tramas}$$

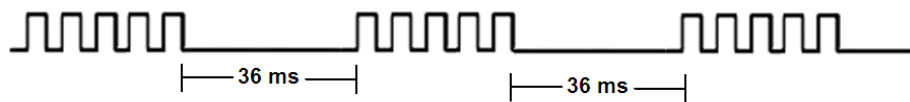
Como cada trama contiene 5 muestras de cada canal, se puede transmitir en un segundo 175 muestras de cada canal, como se observa en la Ecuación 25:

**Ecuación 25. Numero de muestras**

$$\# \text{ muestras} = 27\text{tramas} \times 5 \frac{\text{muestras}}{\text{trama}} = 135 \text{ muestras}$$

Se descarta este diseño por que se necesita 350 muestras de los canales de ECG basado en las recomendaciones que hace el MIT<sup>9</sup> en la digitalización de señales de ECG, además en el osciloscopio se observo lo siguiente:

**Figura 56. Tiempo de transmisión de muestras**



Se toman cinco muestras de cada canal apenas haya transcurrido 36 ms, ósea que en un segundo (1000ms) se transmiten 27.7 tramas es decir 135muestras de cada canal.

Con 19200 Baudios, en el osciloscopio se observo que el tiempo de transmisión cada cinco muestra es de 14.2 ms, es decir, se toman cinco muestras de cada canal apenas haya transcurrido 14.2 ms, por lo que en un segundo (1000ms) se toman 70,4 tramas con 6 muestras de cada canal, lo cual quiere decir que se muestrea 422 muestras por segundo (70 tramas por 5 muestras) de cada canal de la señal ECG

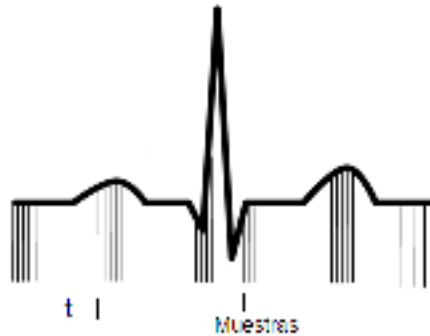
Pero este diseño no sirve porque:

- Las muestras no son equidistantes como se observa en la Figura 57, es decir, se toman cinco muestras, espera determinado tiempo y vuelve y toma las cinco muestras, así sucesivamente.
- En la práctica este diseño aparentaría digitalizar 70 muestras por segundo lo cual no es aceptable para este sistema.
- Para mandar una muestra el PIC espera que el PC envíe la orden (“enviar siguiente trama”). Esto aumenta el tiempo en el que se tomaría cada paquete de muestras.

---

<sup>9</sup>MIT del inglés *Massachusetts Institute of Technology*, es una Institución dedicada a la docencia y a la investigación en Estados Unidos, especialmente en ciencia, economía e ingeniería. Disponible en: [ecg.mit.edu/](http://ecg.mit.edu/)

Figura 57. Toma de muestras no equidistantes



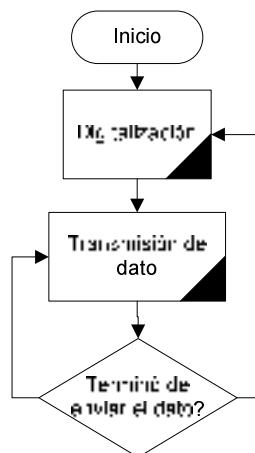
- **Diseño final:**

El diseño anterior dejó parámetros de diseño para hacer un nuevo diseño los cuales son:

- Las muestras tienen que ser equidistantes.
- Se debe tener en cuenta el tiempo de Transmisión de los datos de las señales.
- Eliminar el segmento en que el PIC espera la orden del PC para enviar el siguiente dato después de que envía la primera trama.

Para que las muestras sean equidistantes, es necesario saber que la arquitectura del PIC no permite ejecutar dos procesos simultáneamente, por lo tanto el orden de ejecución se muestra en la Figura 58.

Figura 58. Diagrama de flujo arquitectura del microcontrolador para la transmisión

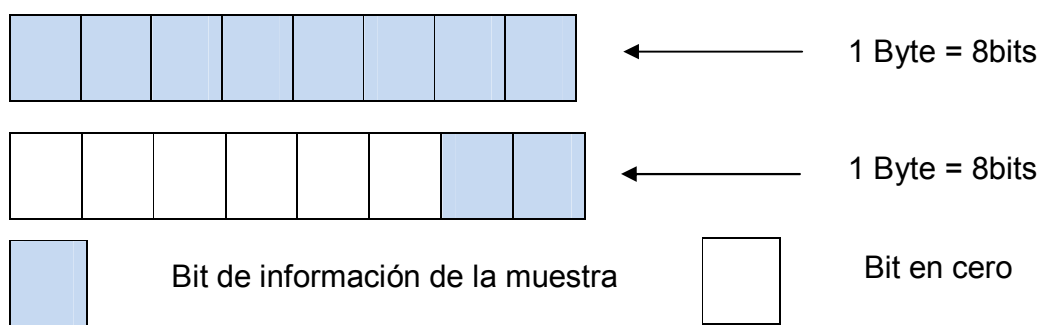


Debido a esto, se concluye que para digitalizar la muestra, se tiene que considerar el tiempo de transmisión de cada muestra, es decir, que el muestreo de la señal, en este caso, es dependiente del tiempo de transmisión de cada muestra como se observa en la figura Figura 48. Donde Y es el tiempo de digitalización de la muestra y X es tiempo de transmisión de una muestra.

Se realizan a continuación los cálculos para **9600 Baudios** con  $X = 1.44 \text{ ms}$  por Byte y  $Y = 16 \text{ us}$  aproximadamente.

Una muestra se digitaliza con 10 bits, como un Byte está conformado por 8 bits, se necesita 2 Byte para transmitir una muestra, como muestra la Figura 59:

**Figura 59 Bytes de Transmisión**



Esto debido a la configuración del USART (es el modulo de transmisión serial del PIC), ya que solo trasmite 8 datos de información más el bit de Start y Stop según el estándar RS-232.

Para digitalizar un canal con información de la señal ECG, se debe tomar 350 muestras/segundo, donde 1 muestra equivale a 16bits. El tiempo de transmisión de una muestra dado por la Ecuación 26.

**Ecuación 26. Tiempo de transmisión de una muestra**

$$X_t = 1.44 \text{ ms} \times 2$$

$$X_t = 2.88 \text{ ms}$$

El tiempo en procesar una muestra y transmitirla es dado por la Ecuación 17.

$$t = 2.28 \text{ ms} + 32 \text{ us}$$



$$t = 2.912 \text{ ms}$$

Por consiguiente, la frecuencia con que se muestrea es dada por la Ecuación 27.

**Ecuación 27. Frecuencia**

$$f = \frac{1}{T} = \frac{1}{t}$$

$$f = \frac{1}{2.912 \text{ ms}} = 343.4 \text{ muestras/segundo}$$

Con lo cual se puede concluir que al digitalizar un canal, la frecuencia de muestreo es de 343 muestras por segundo para un canal, es decir, que si se quiere muestrear y transmitir 2 canales de señal ECG, la frecuencia de muestreo de cada señal sería:

$$f_{\text{muestreo por canal}} = \frac{343}{2} = 171.5 \text{ muestras/segundo}$$

Lo cual no sirve por que la frecuencia de muestreo para una señal ECG es de 350 muestras por segundo. La solución a este problema es minimizar X (tiempo de Transmisión por Byte). Para esto se aumenta la capacidad de Transmisión de datos del canal a lo que se necesita.

Entonces para digitalizar y transmitir los dos canales se necesita una frecuencia por un canal de 350 muestras por segundo y una frecuencia por dos canales de 700 muestras por segundo.

Cada muestra se digitaliza con 16 bits pero como una muestra ocupa 2 Byte (16 bits) en la transmisión, se tendría un flujo de datos de dado por la Ecuación 8 de 11200 bps ya que:

$$\text{flujo de datos} = 700 \text{ muestras/segundo} \times 16 \text{ bits}$$

$$\text{flujo de datos} = 11200 \text{ bps}$$

Lo cual quiere decir que para reconstruir las señales en la central de enfermería se necesita transmitir mínimo 11200 bps en un segundo. Así que la capacidad de transferencia del canal de comunicación debe ser mayor a 11200 bps, de tal forma

que se eligió una velocidad de transmisión de 19200 baudios debido a que en las velocidades del puerto COM la siguiente a 9600 bps es la de 19200 bps.

Se realizan los cálculos para **19200 baudios**, donde  $X = 0.568$  ms por Byte, y  $Y=16$  us como se muestra en la Figura 48, las muestras de un canal con señal ECG se toman cada  $t$  tiempos. Una muestra equivalentes a 16 bits se emplea la Ecuación 26 para saber el tiempo de transmisión de una muestra

$$X_t = 0.568 \text{ ms} \times 2$$

$$X_t = 1.136 \text{ ms}$$

El tiempo en digitalizar una muestra y transmitirla es dado por la Ecuación 17.

$$t = X_t + Y$$

$$t = 1.136 \text{ ms} + 32 \text{ us}$$

$$t = 1.168 \text{ ms}$$

Por consiguiente, la frecuencia con que se muestrea es dada por la Ecuación 27.

$$f = \frac{1}{1.168 \text{ ms}} = 856,1 \text{ muestras/segundo}$$

Es posible muestrear dos canales con señales de ECG debido a:

$$f_{\text{muestreo por canal}} = \frac{856.1}{2} = 428 \text{ muestras/segundo}$$

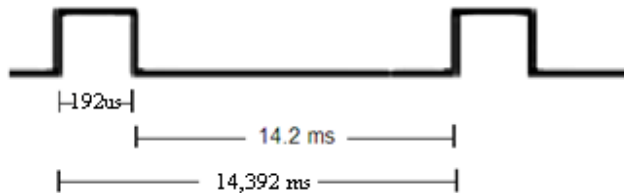
Se comprobó que es posible muestrear los dos canales de la señal ECG a 350 muestras por segundo cada uno. Como se explicó anteriormente en los parámetros que dejó el primer diseño, después de muestrear un canal se envía su equivalente digital, y la siguiente muestra se toma hasta después de que el dato anterior sea enviado. Por lo que se concluye que no se puede armar una trama tan larga como en el primer diseño puesto que tarda mucho tiempo en ser transmitida. En la Figura 60 se puede observar los tiempos de transmisión de una trama a 25 Byte.

$$1 \text{ trama} = 25 \text{ Bytes}$$

$$t_{trama} = 25 \times 0.568 \text{ ms}$$

$$t_{trama} = 14.2 \text{ ms}$$

**Figura 60. Tiempos de transmisión de una trama a 25 Bytes**



Es decir, empleando la Ecuación 18 se tendrían:

$$\text{muestras/segundo} = \frac{1000 \text{ ms}}{14.216 \text{ ms}} = 70 \text{ muestras/segundo}$$

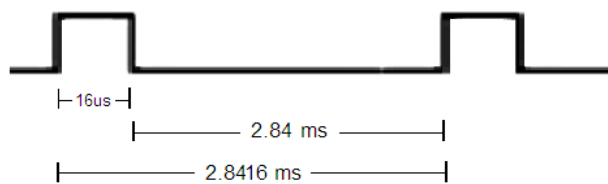
En la Figura 61 se muestran los tiempos de transmisión de una trama con las condiciones de un Byte a 19200 baudios que se trasmite a 0.568ms, solo se puede armar tramas de máximo 5 Bytes porque:

$$1 \text{ trama} = 5 \text{ Bytes}$$

$$t_{trama} = 5 \times 0.568 \text{ ms}$$

$$t_{trama} = 2.84 \text{ ms}$$

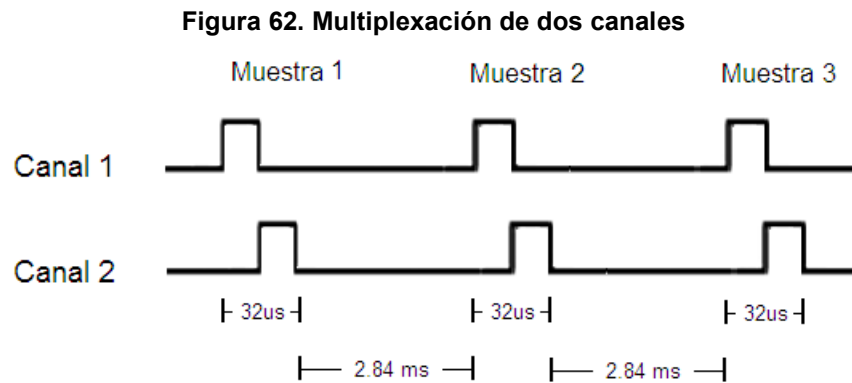
**Figura 61. Tiempos de transmisión de una trama a 5 Bytes**



En la trama de 5 Bytes estaría una muestra del canal 1 (2 Bytes) y una muestra del canal 2 (2 Bytes), por lo cual la máxima frecuencia de muestreo dado por Ecuación 25 sería:

$$\text{muestras/segundo} = \frac{1000 \text{ ms}}{2.8416 \text{ ms}} = 351.9144 \text{ muestras/segundo}$$

Al realizar la multiplexación ver Figura 62. Multiplexación de dos canalesFigura 62 por división de tiempo de los 2 canales, y transmitir la trama, se observa que la frecuencia de muestreo de cada canal es de aproximadamente 350 Hz, lo que cumple con el criterio del MIT, y con la teoría de los señores el Dr. Thonking y Shannon-Nyquis:



Las muestras del canal 1 y 2 dada por la Ecuación 17 se toman cada:

$$m_{ch1} = 2.84 \text{ ms} + 16 \text{ us} = 2.856 \text{ ms}$$

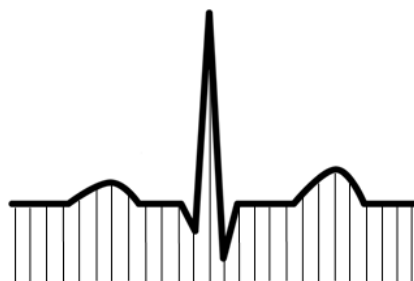
$$m_{ch2} = 2.84 \text{ ms} + 16 \text{ us} = 2.856 \text{ ms}$$

Así que en un segundo se tiene dada por la Ecuación 25:

$$\text{muestras/segundo} = \frac{1000 \text{ ms}}{2.856 \text{ ms}} = 350 \text{ muestras/segundo}$$

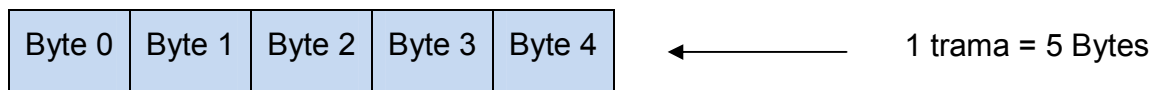
Con lo cual, se tendría una toma de muestras equidistantes, como se muestra en la Figura 63.

**Figura 63. Toma de muestras equidistantes para 19200 baudios**



Lo anterior, demostró que se cumplió con los criterios 1 y 2 para el nuevo diseño. La trama máxima que se podría transmitir será de 5 Bytes para una frecuencia de muestreo de 350 muestras por segundo por cada canal. Así que la trama será como se observa en la Figura 64.

**Figura 64. Estructura de la trama**



Como se muestra en la Figura 59 se necesitan dos bytes para transmitir una muestra, entonces el Byte 1 y 2 transmiten una muestra de un canal, ya sea del canal 1, 2, 3 ó 4, mientras que el Byte 4 y 5 transmiten una muestra de otro canal.

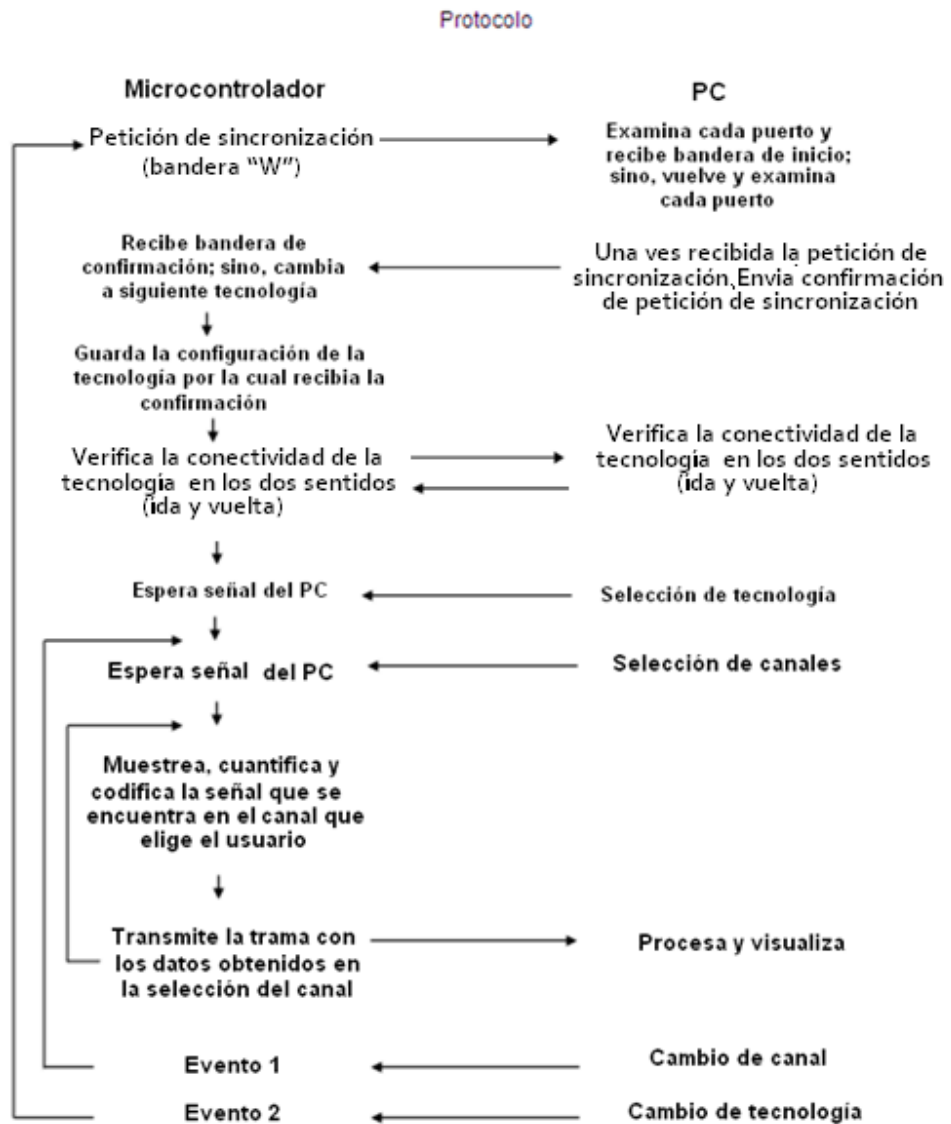
Byte 0 indica el inicio de la trama sirviendo para sincronizar, así mismo, indica el tipo de señal que se está procesando observar Figura 65:

**Figura 65. Indicador de inicio de la trama**

- A** Se transmiten datos de la señal ECG 1 y ECG 2
- B** Se transmiten datos de la señal temperatura 1 y temperatura 2

Con este nuevo diseño se extrajo la parte en la cual, luego de transmitir la trama el PIC espera la orden del PC para poder procesar la siguiente muestra y posteriormente transmitirla, el diseño del protocolo se observa en la Figura 66.

Figura 66. Protocolo de comunicación entre el dispositivo y la central de enfermería



Construido el diseño funcional para la comunicación y comprobado teórica y prácticamente, se define las opciones de selección de los canales de la siguiente manera:

CH 1: Señal de la temperatura corporal del paciente 1

CH 2: Señal de la temperatura corporal del paciente 2

CH 3: Señal de ECG del paciente 1

CH 4: Señal de ECG del paciente 2

El usuario, al momento de visualizar la señal biológica, puede elegir la forma más adecuada a monitorear los signos vitales en las siguientes opciones:

CH 1:	Visualizar TEM 1
CH 2:	Visualizar TEM 2
CH 3:	Visualizar ECG 1
CH 4:	Visualizar ECG 2
CH 1 y CH 3:	Visualizar TEM y ECG del paciente 1
CH 2 y CH 4:	Visualizar TEM y ECG del paciente 2
CH 3 y CH 4:	Visualizar ECG 1 y ECG 2
CH 1, CH 2, CH 3 y CH 4:	Visualizar las cuatros señales

Se podrá transmitir máximo 1 muestra de un canal y una muestra de otro canal debido al tamaño de la trama como se muestra en la Tabla 16:

**Tabla 16. Toma de muestras por trama**

Señales biológicas	Muestras por trama
TEM 1	2 muestras del paciente 1
TEM 2	2 muestras del paciente 2
ECG 1	2 muestras del paciente 1
ECG 2	2 muestras del paciente 2
ECG y TEM del paciente 1	1 muestra de ECG 1 1 muestra de TEM 1
ECG y TEM del paciente 2	1 muestra de ECG 2 1 muestra de TEM 2
ECG 1 y ECG 2	1 muestra de ECG 1 1 muestras de ECG 2
Las cuatro señales	1 muestra de ECG 1 1 muestras de ECG 2 Cada 0.125 segundos se toman muestras así: 1 muestra de TEM 1 1 muestra de TEM 2 Para un total de 8 muestras de TEM 1 y 2 en un segundo

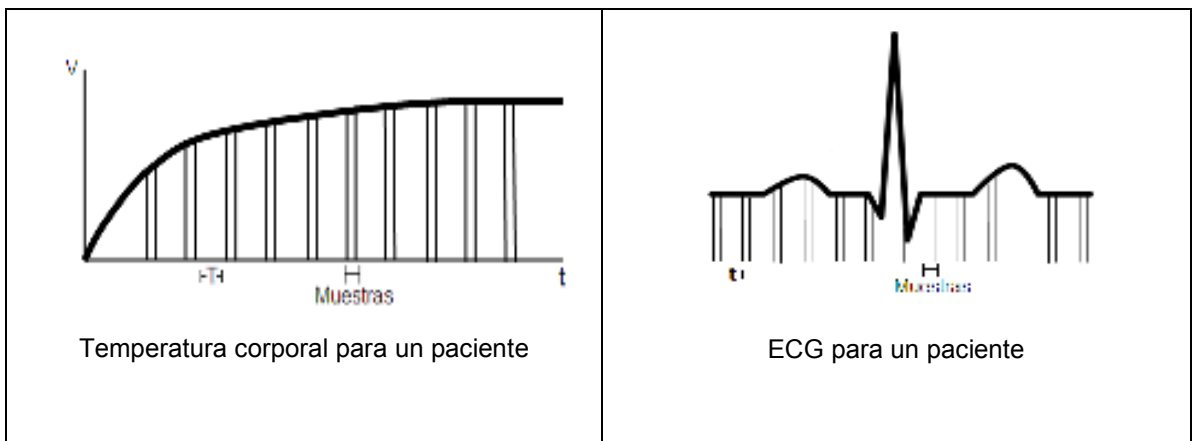
Como se ha mencionado anteriormente, para las señales biológicas se transmite en la trama 5 Bytes donde la estructura está dada por la Tabla 17.

**Tabla 17. Estructura de la Trama**

Señales biológicas	Bytes en la trama	Byte de señalización equivalente en código ASCII
TEM 1 ó TEM 2	1 Byte de señalización + 2 Bytes de una muestra + 2 Bytes de otra muestra	B
ECG 1 ó ECG 2	1 Byte de señalización + 2 Bytes de una muestra + 2 Bytes de otra muestra	A
ECG 1 y ECG 2	1 Byte de señalización + 2 Bytes de una muestra ECG 1 + 2 Bytes de una muestra ECG 2	A
ECG y TEM del paciente 1 ó ECG y TEM del paciente 2	1 Byte de señalización + 2 Bytes de una muestra ECG + 2 Bytes de una muestra TEM	A
ECG 1, ECG 2, TEM 1 y TEM 2	Trama A 1 Byte de señalización + 2 Bytes de una muestra ECG 1 + 2 Bytes de una muestra ECG 2	A
	Trama B 1 Byte de señalización + 2 Bytes de una muestra TEM1 + 2 Bytes de una muestra TEM 2 Cada 0.125 segundos se transmite esta trama	B

En la Figura 67 se muestra gráficamente la toma de muestras para la visualización de una señal biológica, ya sea la temperatura corporal o la señal ECG.

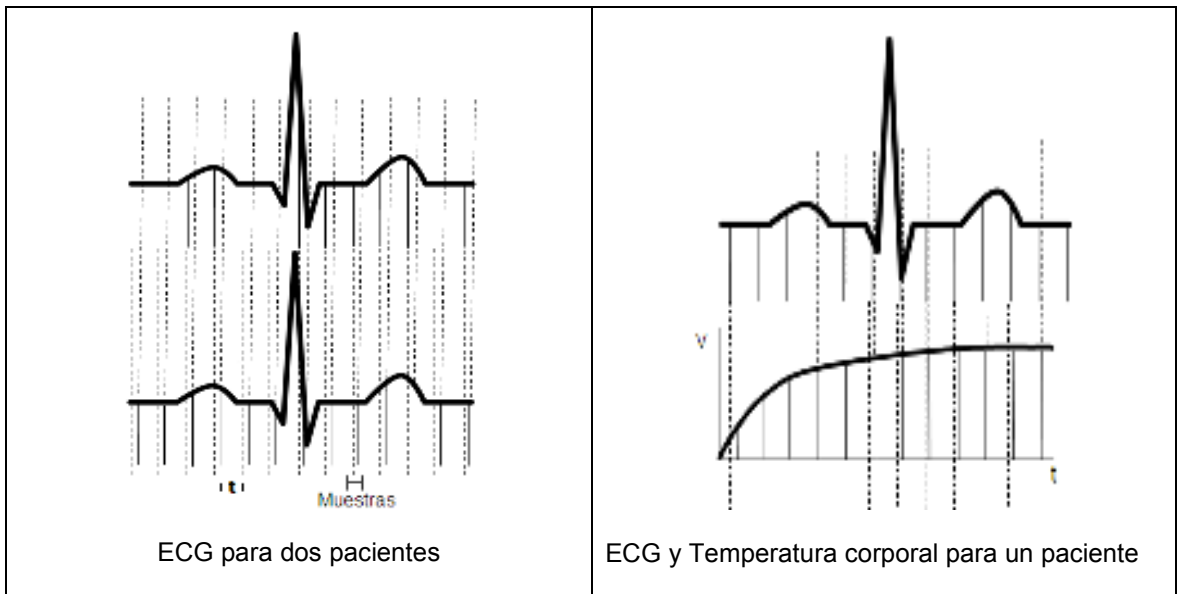
**Figura 67. Toma de muestras para una señal biológica**



En la Figura 68 se muestra gráficamente la toma de muestras para la visualización de dos señales biológica.

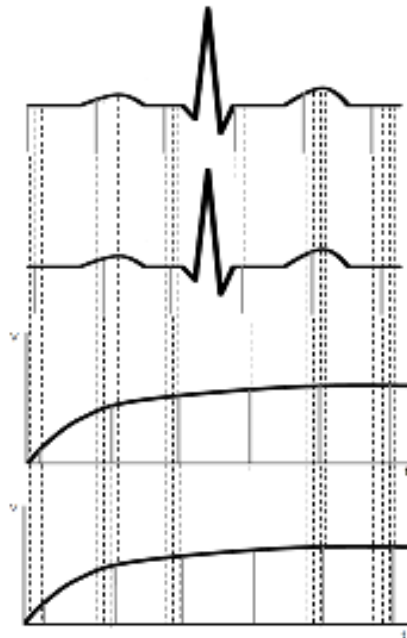


**Figura 68. Toma de muestras para dos señales biológicas**



En la Figura 69 se muestra gráficamente la toma de muestras para la visualización de las cuatro señales biológicas.

**Figura 69. Toma de muestras de las señales ECG y Temperatura de los Pacientes 1 y 2**



Acorde como se planteó en el diseño del protocolo descrito en la Figura 62la implementación de la integración de los módulos se llevo a cabo mediante el

desarrollo de un programa en el PIC (micro-controlador) el cual tiene las siguientes fases.

### **Inicio**

El programa inicia con la configuración en modo serial asíncrono en el módulo USART para que transmita a 19200 baudios, asimismo, se configura el conversor análogo-digital con una resolución de 10bits. Luego de esto, espera a recibir, desde la central de enfermería (interfaz usuario), la selección de la tecnología para la transmisión de las señales biológicas.

### **Modo de Sincronización**

El microcontrolador inicia encendiendo la tecnología Bluetooth y transmitiendo por esta tecnología la petición de sincronización (bandera "W") durante un tiempo de 15 segundos esperando la confirmación de petición de sincronización (bandera "E") enviada por parte de de la central de enfermería, en caso de no ser recibida la confirmación de petición de sincronización por parte de la central de enfermería en el lapso de 15 segundos el microcontrolador deshabilitara la tecnología Bluetooth y habilitara la tecnología ZigBee repitiendo el proceso y así se repetirá el proceso con la tecnología RF y RS232 hasta que se reciba la confirmación de petición de sincronización por alguna tecnología.

Una vez recibida la confirmación de petición de sincronización el microcontrolador guardara la configuración de la tecnología por la cual se recibió la confirmación de petición de sincronización, dejando la comunicación establecida entre el dispositivo y la central de enfermería.

### **Modo prueba de disponibilidad de la tecnología en dos sentidos.**

Una vez establecida la comunicación entre el dispositivo y la central de enfermería el microcontrolador espera durante 5 segundos recibir la petición de actualización por parte de la central de enfermería.

En caso de recibir la petición de actualización por parte de la central de enfermería, el microcontrolador enviara la confirmación de la petición así garantizando la conectividad de la tecnología en ambas direcciones.

En caso de no recibir en los 5 segundos la petición de actualización por parte de la central de enfermería el microcontrolador quedara en modo de sincronización, descrito anteriormente.

### **Modo usuario**

El microcontrolador espera que el usuario (central de enfermería) elija la tecnología de Transmisión que desea emplear, una vez recibido el mensaje de selección de tecnología, el microcontrolador ejecuta la configuración de hardware para la transmisión por la tecnología seleccionada en la central de enfermería.

Una vez seleccionada la tecnología para la transmisión por parte de la central de enfermería y configurada en el dispositivo se inicia el modo prueba de disponibilidad de la tecnología en dos sentidos descritos anteriormente.

Si la prueba de conectividad en ambos lados es exitosa, el microcontrolador espera la selección del canal para poder procesar y transmitir la señal biológica que la central de monitoreo quiere analizar.

Posteriormente, recibido el mensaje de selección del canal se digitaliza las señales biológicas según la Tabla 16, transmitiéndose 2 muestras a una velocidad de 19200 bits por segundo como lo explica la Tabla 17.

### **Eventos**

Evento 1: se define como la operación de volver al menú de selección de canales.

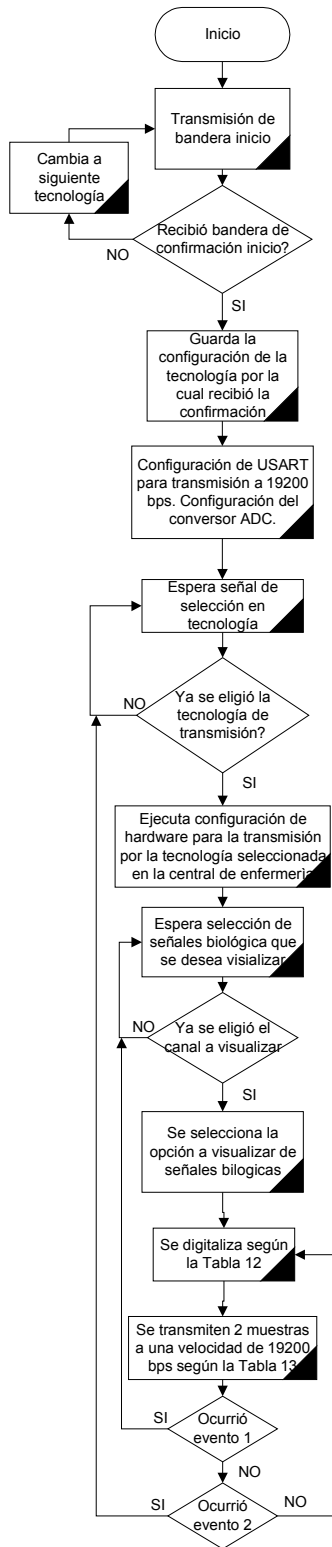
Evento 2: se define como la operación de regresar al menú de selección de tecnologías.

El evento 1 consiste en que la central de enfermería el usuario decide cambiar el canal de la señal biológica, por lo cual el microcontrolador iniciara su reconfiguración a partir del modo usuario.

El evento 2 consiste en que en la central de enfermería el usuario decide volver al menú de selección de tecnologías, por lo cual el microcontrolador iniciara su reconfiguración a partir del modo de sincronización. El evento 1 solo estará disponible cuando el usuario se encuentre en el menú de selección del canal en la central de enfermería.

A continuación en la Figura 70. se muestra el diagrama de flujo de dicho programa.

Figura 70. Diagrama de flujo del programa desarrollado en el PIC



## Diseño Hardware

En cuanto al diseño de hardware, cada tecnología fue habilitada por medio de un puerto del microcontrolador, pero como la salida del microcontrolador está comprendida entre 0v y 3,5v y los circuitos integrados Max 232N empleados en la transmisión de cada modulo de transmisión se alimentan con una tención de 5v se hizo necesaria una etapa de elevación de tención, esta etapa se realizo con una compuerta lógica AND la cual se compuerta como se muestra en la Tabla 18.

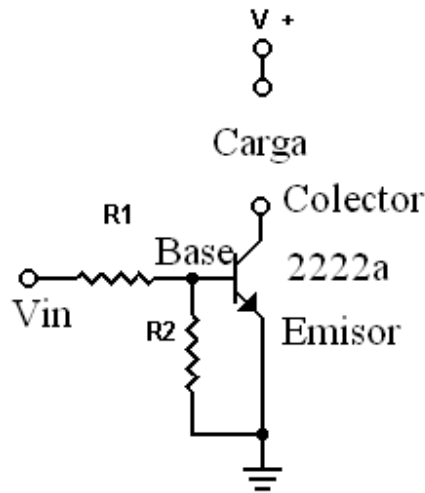
**Tabla 18. Configuración And**

<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Out</b>
1	1	1
1	0	0
0	1	0
0	0	0

De acuerdo con la Tabla 18 si el estado lógico de **X** es 1 cuando el estado lógico de **Y** (salida del microcontrolador) sea 1 la salida de la compuerta AND será un 1 logico de 5 voltios y una corriente de 30mA suficientes para activar el circuito integrado Max 232, y cuando Y (salida del microcontrolador) sea 0 la salida de la compuerta será 0 y no podrá alimentar el integrado Max 232.

Por otro lado para alimentar los módulos de Bluetooth, ZigBee y RF RLP 434a se implemento un transistor 2222a bipolar PNP como switch con la configuración que se muestra en la Figura 71

Figura 71. Diseño esquemático de la configuración del transistor 2222a



Donde  $V_{in}$  es un pulso continuo que enviado por el microcontrolador. Cuando este pulso es un 1 lógico (mayor a 2v) permite que la corriente atravesase la Carga que para este caso sería el modulo de Bluetooth, ZigBee o RF entrando al transistor por el colector y saliendo por el emisor. De esta manera se habilitan los módulos de trasmisión.

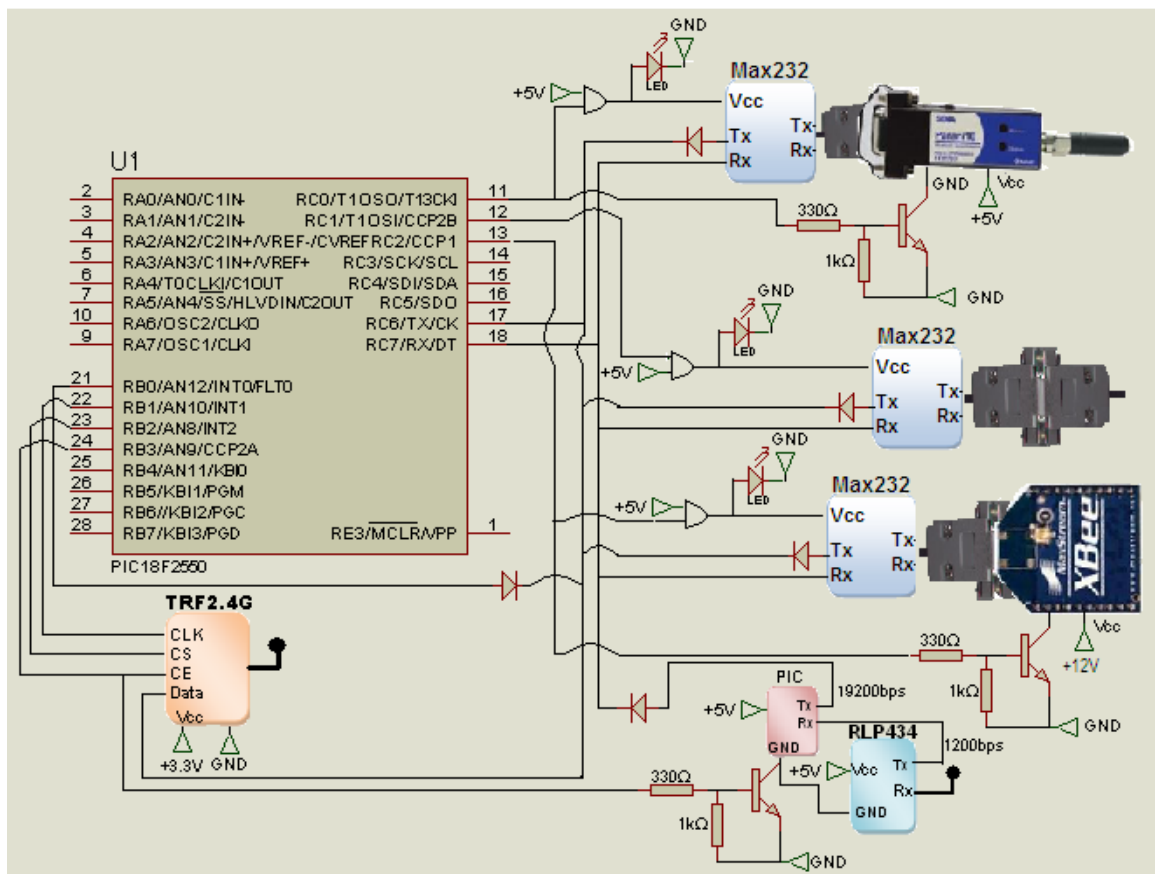
Se implementaron LED'S los cuales tienen la función de indicar de la tecnología que se encuentra habilitada en el dispositivo, los LED'S se implementaron después de la salida de la compuerta ADN.

También fue necesaria la implementación de diodos de alta velocidad de conmutación los cuales permiten aislar las líneas de trasmisión (Tx) de todos los diferentes circuitos integrados Max 232. Esto fue necesario debido que cuando un integrado Max 232 se encuentra polarizado a tierra como es el caso de nuestro diseño cuando no se encuentra habilitada determinada tecnología, la salida de Tx del circuito integrado Max 232 se pone en corto circuito con tierra, ocasionando que la señal que se dirige hacia el microcontrolador nunca alcance su destino debido a que la corriente elije el camino menos resistivo y como todas las líneas de trasmisión (Tx) de los circuitos integrados Max 232 convergen en un nodo

antes de llegar al microcontrolador toda la señal se va a tierra a menos que encuentre una muy alta resistencia.

En la Figura 72. Podemos observar el diagrama con la implementación de la integración de los módulos.

**Figura 72. Diseño de hardware en la integración de los módulos**



### 3.5.5 Interfaz de Usuario

Se explica a continuación los parámetros para el diseño de la interfaz de usuario en la central de enfermería y su posterior implementación de acuerdo con el protocolo diseñado para la integración de los módulos mostrado en la Figura 62.

Para la integración de los módulos, se debe tener en cuenta parámetros que necesitan ser configurados en el dispositivo desde la central de enfermería. Los

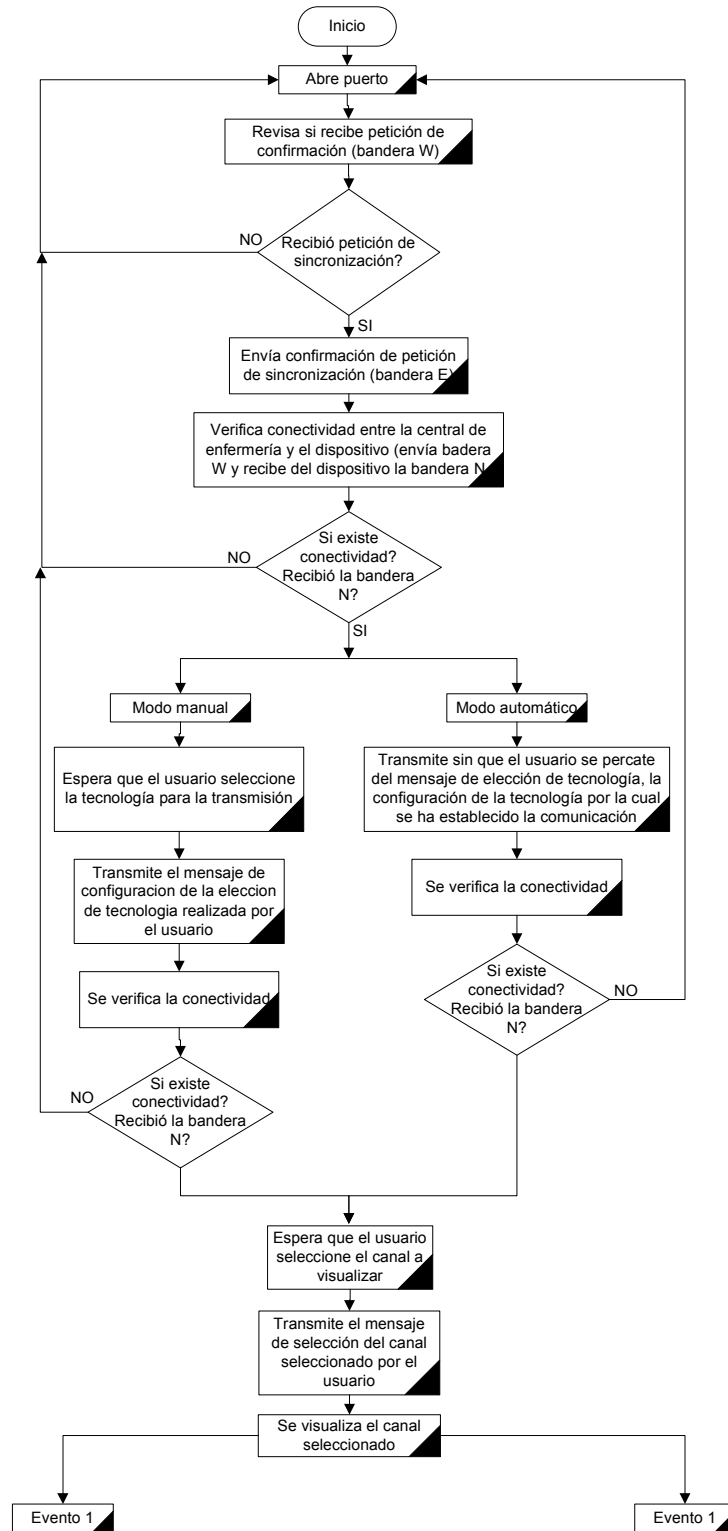


parámetros que se integraron a la aplicación desarrollada para la central de enfermería son:

- Abrir y examinar puertos para la sincronización entre el dispositivo y la central de enfermería.
- Selección de la tecnología de transmisión para usuarios experimentados.
- Selección de la tecnología de transmisión de forma automática si así lo requiere el usuario.
- Selección del canal de la señal biológica que se desea visualizar.
- Activación de los eventos 1 y/o 2 descritos anteriormente.

Por lo cual, el diseño de la interfaz usuario que cumple con los parámetros mencionados anteriormente será:

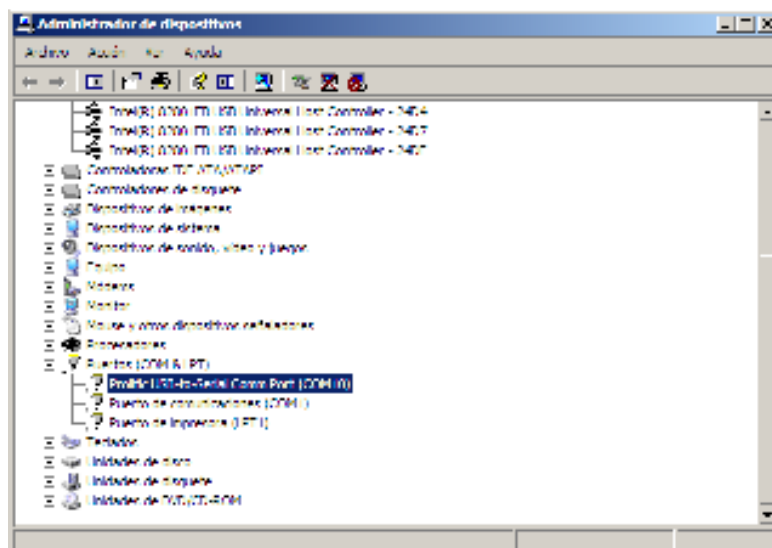
Figura 73. Diagrama de flujo con los parámetros de diseño en la interfaz de usuario



En la implementación de la interfaz de usuario se tuvo que tener en cuenta, que como se tiene cuatro tecnologías, es necesario administrar los puertos seriales, ya que los cuatros módulos (RF, RS-232, ZigBee y Bluetooth), al momento de conectarlos al computador, el sistema operativo les asigna de manera aleatoria el numero del puerto serial. Es decir, al conectar un dispositivo al PC (PC1), el sistema operativo le otorga a dicho dispositivo un puerto serial, y si se conecta en otro PC (PC2), el sistema operativo del PC2 podría asignar un puerto serial diferente al mismo dispositivo.

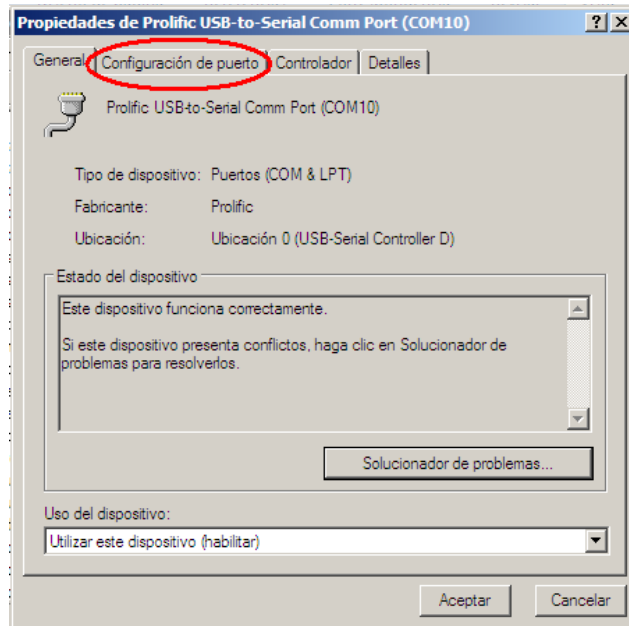
La asignación de puertos seriales a los dispositivos debe ser administrada o controlada por el usuario, para ello, se plantea utilizar la herramienta administrador de dispositivos y asignarle a cada tecnología un puerto serial. Para realizar esta tarea, se va a inicio, panel de control, sistema y se selecciona la pestaña donde dice hardware, administrador de dispositivos; luego se da doble click en el puerto que ha sido designado por el computador para la tecnología (para este caso prolific USB-to-Serial Comm Port COM10) como en la Figura 74:

**Figura 74. Administrador de dispositivos**



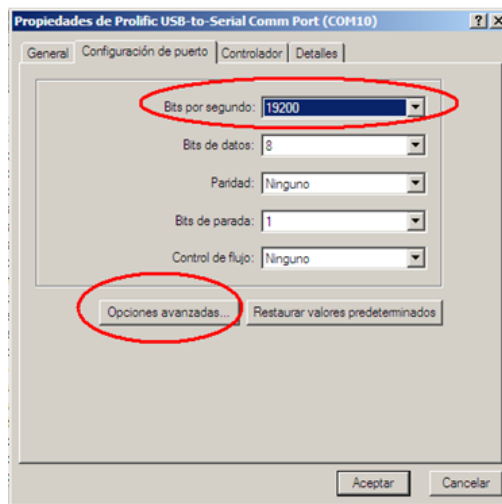
Aparecerá una nueva ventana que muestra las propiedades del administrador de puertos series, se oprime la pestaña de configuración de puerto para establecer cómo funcionará el puerto (ver Figura 75).

**Figura 75. Propiedades del puerto serial**



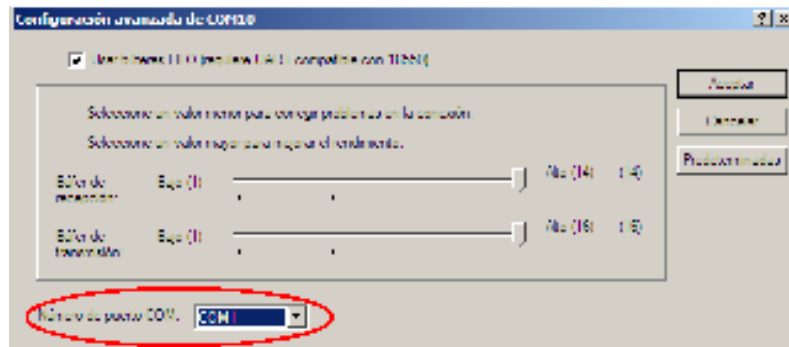
Acto seguido, se configura el puerto a una velocidad de 19200 baudios como se observa en la Figura 76:

**Figura 76. Configuración del puerto serie**



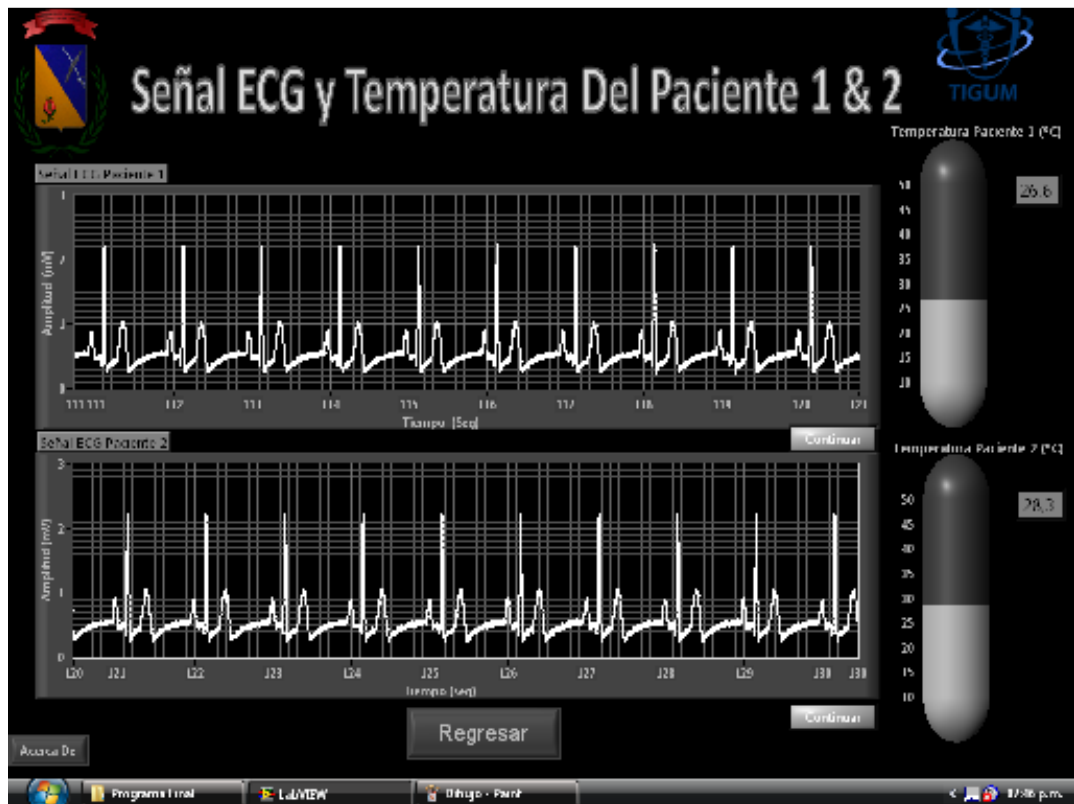
Se da click en “opciones avanzadas” para asignar el puerto a cada tecnología; Se le asignará el COM1 a RF, el COM2 Bluetooth (saliente), el COM3 ZigBee y el COM4 a RS-232. En la Figura 77 se asigna el puerto serial 1, en este caso, se está configurando la tecnología RF.

Figura 77. Configuración avanzada del puerto serial



El entorno grafico de usuario se puede observar en la Figura 78 donde la señal de temperatura corporal está representada por un termómetro y al lado se muestra en números el valor que registró. En cuanto a la señal ECG, en el eje “Y” se puede observa la amplitud dada en mV, cada línea representa 0.02 mV en el que 1 mV representa 5 líneas; en el eje “X” se muestra el tiempo dado en segundos, el máximo tiempo mostrado en la interfaz es de 10s.

Figura 78. Entorno grafico de la interfaz de usuario



## 4. PRUEBAS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

En el presente capítulo, se muestran las pruebas realizadas y los correspondientes resultados obtenidos en éstas, como consecuencia de la necesidad que en cada etapa del desarrollo del trabajo fueron surgiendo, con el fin de determinar una solución a cada fase y objetivo propuesto en él.

### 4.1 MÓDULO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES

En la presente sección se mostrarán las pruebas y resultados de diseños propuestos para la adquisición de las señales ECG y temperatura corporal.

#### 4.1.1 Señal ECG

Para la adquisición de dicha señal y para efectos del desarrollo de este trabajo se utilizó simulador de paciente ya que el hecho de tener que ejecutar las pruebas conectando los electrodos a las personas, resulta complicado por el temor que genera en las personas el estar conectados a la corriente. El simulador de paciente PS420 tiene la característica de ser portátil, y es usado para verificar la función de los monitores de pacientes a prueba, es un elemento compacto, este es un elemento que permite un amplio rango de simulaciones, como la señal de electrocardiografía, respiración, presión arterial y temperatura, entre otras. Las amplitudes que puede generar el PS420 son 0.5, 1.0, 1.5 y 2.0 mV con un error de exactitud de 2%, así mismo puede simular ritmos cardiacos de 30, 40, 60, 80, 100, 120, 140, 160, 180, 200, 220, 240, 260, 280 y 300 pulsaciones por segundos (por defecto es de 80 BPM) con un error de exactitud de 1%.

- **Sensores:**

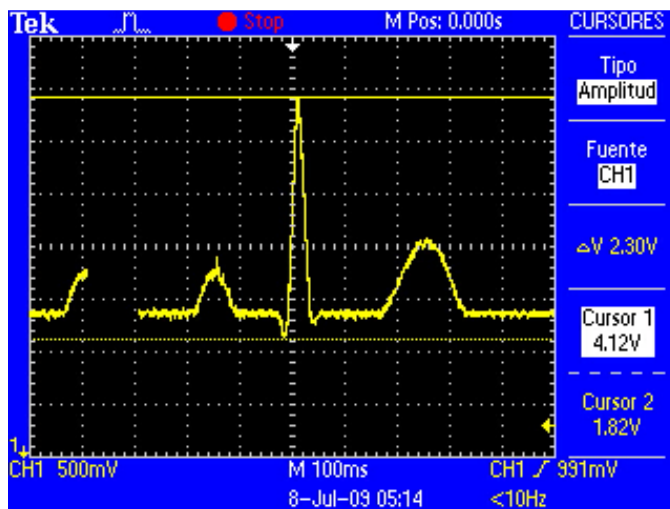
En el diseño del dispositivo para el registro de la señal ECG se inició, por la implementación de los electrodos. En el diseño se utilizaron los electrodos fabricados por la empresa Meditrace de referencia Medi-Trace 200, el cual se

constituye de un recubrimiento de cloruro de plata, de un área superficial de  $1,5\text{cm}^2$ , auto-adhesivos, desechables y preparados con Gel para no irritar la piel al colocarlos. Luego de captar correctamente a través de los electrodos la variable fisiológica, los latiguillos conectados a éstos, conducen la corriente eléctrica por medio de sí mismos hasta la entrada del amplificador de instrumentación.

- **Amplificador de Instrumentación:**

La señal ECG que produce el paciente fue configurada para tener características de  $2\text{mV}$  a 80 pulsaciones por segundo inicialmente, es captada por los electrodos, después de pasar por el amplificador de instrumentación, se encuentra sin filtrar por lo que presenta con ruido a una frecuencia de  $5\text{Hz}$ , a un rango de tensión entre  $1.82\text{V}$  y  $4.12\text{V}$ , con voltaje pico a pico calculado es aproximadamente de  $2.30\text{Vpp}$  y un nivel DC de  $1.82\text{V}$ .

Figura 79 Salida de amplificador instrumental



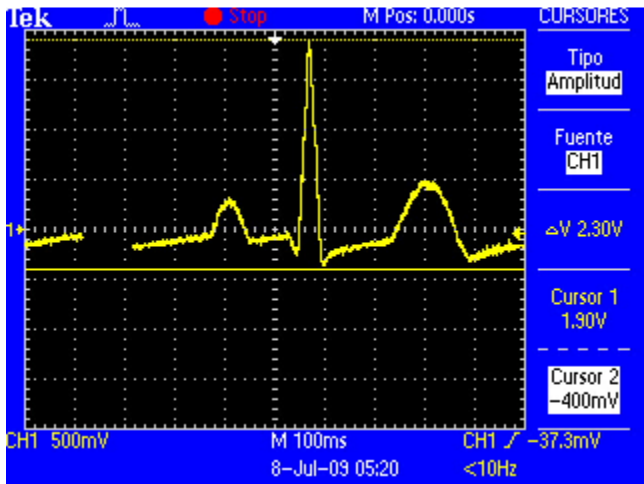
La señal fue mostrada desde el osciloscopio digital (ver Figura 79), aplicando el canal uno de la salida del amplificador de instrumentación.

- **Filtro Pasa alto:**

El diseño de este filtro es con el fin de limitar el paso de frecuencias en el rango superior dejando como frecuencia de corte  $50\text{Hz}$  y suprimir el nivel DC de la señal. La señal después del proceso de filtración (observar Figura 80), efectuada por

este diseño, posee una frecuencia de 5Hz, a un rango de tensión entre -0.4V y 1.9V, con voltaje pico a pico de 2.3Vpp y un nivel DC de 0V, obteniendo los resultados mostrados en la Figura 80 y como se puede observar con respecto a la Figura 79 no es modificada en sus valores de tensión pico a pico, ni en la frecuencia.

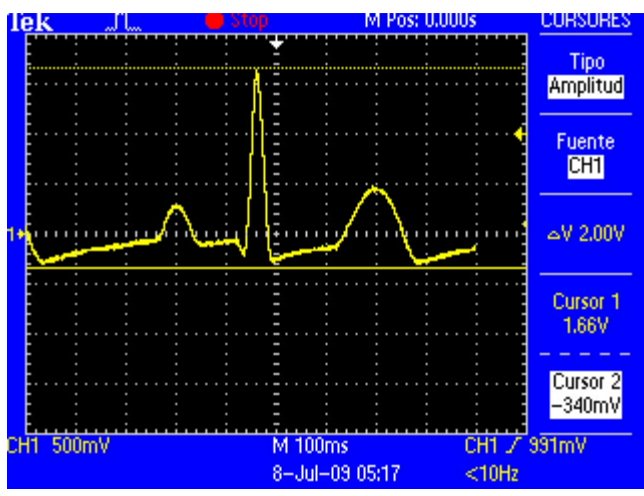
Figura 80. Salida del filtro pasa alto



- **Filtro Pasa bajo:**

El diseño de este filtro es con el fin de limitar el paso de las frecuencias innecesarias, por lo que la frecuencia de corte 0.5Hz.

Figura 81. Salida del filtro pasa bajo



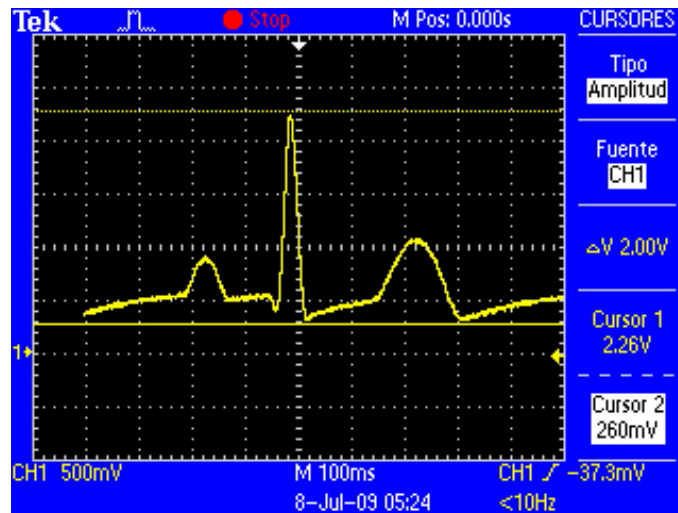


En la Figura 81 se puede observar como la señal ECG tiene una considerable disminución en el ruido, teniendo una amplitud pico a pico de 2Vpp a un rango de tensión entre -0.34V y 1.66V con una frecuencia de 5Hz.

- **Ajuste sobre nivel DC:**

Al encontrarse la señal en un rango de -0.340V y 1.66V el PIC18F2550 reconoce cierta parte de estas señales por encontrarse con tensiones negativas. Por esta razón se hace necesario aplicar un elevador de tensión aumentando la señal del ECG en un nivel DC específico (según diseño, para este caso de 600mV). La señal de entrada tiene un voltaje inicial mínimo de -0.34V y máximo de 1.66V a la salida del elevador de nivel tiene un voltaje de salida mínimo de 0.26V y máximo de 2.26V, como se observa en la Figura 82.

Figura 82. Salida del elevador de nivel DC



#### 4.1.2 Señal Temperatura Corporal

La prueba referente a la temperatura corporal consistió en tomar 40 muestras con el termistor NTC h2010 y el termómetro Genetherm Clinic (posee una elevada precisión de +/-0.1°C) como se puede observar en la Tabla 19.

Tabla 19. Prueba de la señal de temperatura corporal

Temperatura °C				
Pruebas	Termistor	Termómetro	Diferencia °C  Temómetro - Termistor	% Error $\frac{\text{Diferencia}}{\text{termómetro}} \times 100$
1	33.4	33.2	0.2	0.60
2	32.6	32.8	0.2	0.60
3	37.2	37.2	0.0	0.00
4	25.1	25.3	0.2	0.60
5	38.5	38.7	0.2	0.60
6	38.1	38.0	0.1	0.26
7	37.9	38.0	0.1	0.26
8	42.3	43.5	0.2	0.60
9	42.1	42.3	0.2	0.60
10	45.1	45.0	0.1	0.26
11	28.2	28.4	0.2	0.60
12	27.0	27.0	0.0	0.00
13	28.5	28.6	0.1	0.26
14	25.6	25.7	0.1	0.26
15	32.7	32.7	0.0	0.00
16	34.5	34.6	0.1	0.26
17	33.2	33.2	0.0	0.00
18	30.3	30.5	0.2	0.60
19	40.5	40.6	0.1	0.26
20	44.3	44.5	0.2	0.60
21	37.2	37.2	0.0	0.00
22	25.1	25.3	0.2	0.60
23	28.5	28.6	0.1	0.26
24	25.6	25.7	0.1	0.26
25	33.2	33.2	0.0	0.00
26	30.3	30.5	0.2	0.60
27	25.1	25.3	0.2	0.60
28	38.5	38.7	0.2	0.60
29	42.3	43.5	0.2	0.60
30	28.2	28.4	0.2	0.60
31	33.2	33.2	0.0	0.00
32	30.3	30.5	0.2	0.60
33	40.5	40.6	0.2	0.60
34	28.2	28.4	0.2	0.60
35	27.0	27.0	0.0	0.00
36	28.5	28.6	0.1	0.26
37	37.2	37.2	0.0	0.00
38	25.1	25.3	0.2	0.60
39	34.5	34.6	0.1	0.26
40	33.2	33.2	0.0	0.00

Se puede observar que el porcentaje de error no supera el 1%, indicando que el registro de la señal de temperatura es adecuado puesto que un error de 1% puede ser la diferencia entre que el paciente padezca de fiebre o no.

## **4.2 MÓDULO DE TRANSMISIÓN DE SEÑALES**

Se realizaron 3 diferentes pruebas donde analizó la conectividad, la calidad en la resolución de la imagen a la hora de la recepción en la interfaz de usuario, la confiabilidad de cada tecnología y prueba de línea de vista, además se examinó el comportamiento de las diferentes tecnologías en el caso en que en la central de enfermería navegaran por Internet, en que una persona llamara por celular a otra persona cerca del dispositivo o de la interfaz de usuario, dos personas enviándose mensajes de texto, asimismo dos personas conectadas por medio de Bluetooth transfiriendo canciones con sus celulares cerca del dispositivos o interfaz de usuario; y la ultima colocando un access point entre la mitad de la central de enfermería y el dispositivo. En este último la única que tuvo problema en la transmisión fue la tecnología RF presentando un poco de ruido en la imagen por lo que se decidió desconectar el access point. Todas las pruebas se hicieron un en un lapso de tiempo de una hora treinta minutos (1h: 30m).

### **4.2.1 Prueba de conectividad**

Esta prueba permite verificar los tiempos que tarda una tecnología en sincronizar el transmisor con el receptor, es decir, el dispositivo para telemetría con la central de enfermería en línea de vista, simulando el peor de los casos donde todas las tecnologías excepto la que se está evaluando se encuentran en falla.

Se toman 40 muestras por cada tecnología midiendo el tiempo de sincronización en segundos con un cronometro, y además a distancias de 10m, 15m y 20m. La Tabla 20 muestra los resultados obtenidos para las cuatro tecnologías a una distancia de 10m, donde ZigBee es la tecnología que más dura en sincronizarse con 256,57 segundos en promedio a una desviación estándar de 217,14 segundos, seguido por RF con 245,05 segundos en promedio a una desviación estándar de 202,10 segundos, luego Bluetooth con 76,05 segundos en promedio a

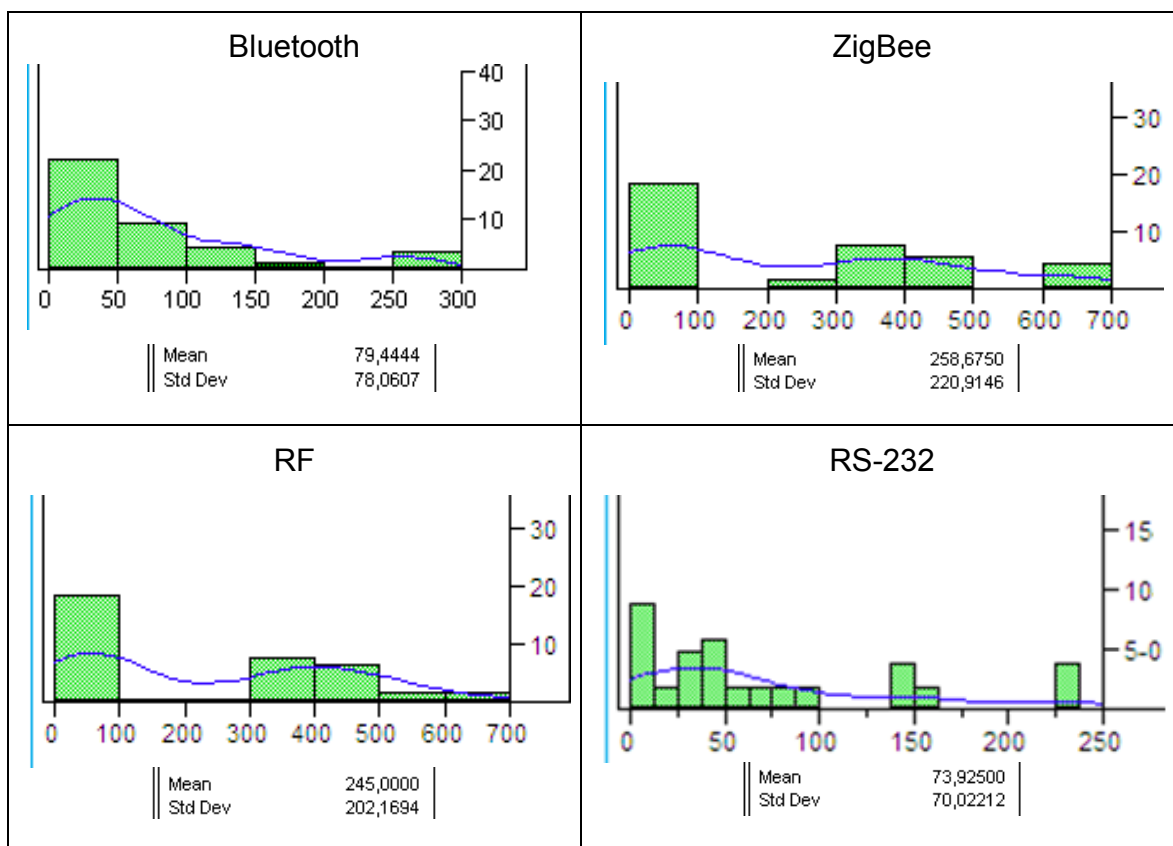
una desviación estándar de 77,81segundos y RS-232 con 73,92 segundos en promedio a con desviación estándar de 70,02 segundos.

**Tabla 20 Tiempo de sincronización a una distancia de 10m**

PRUEBAS	TIEMPO DE SINCRONIZACIÓN (Segundos)			
	Bluetooth	ZigBee	RF	EIA/TIA RS-232
1	7	387	643	146
2	15	412	70	230
3	8	315	56	78
4	6	20	6	64
5	148	485	263	15
6	33	71	20	7
7	6	22	80	55
8	48	265	412	230
9	150	56	71	230
10	55	8	20	48
11	49	364	520	150
12	6	71	450	33
13	99	690	364	230
14	6	450	22	148
15	48	80	485	33
16	35	66	387	8
17	146	80	412	48
18	260	350	315	150
19	78	643	640	55
20	64	70	356	49
21	15	263	71	7
22	6	20	384	15
23	55	71	80	8
24	260	384	8	7
25	6	640	66	32
26	64	356	505	99
27	146	364	71	7
28	99	450	349	48
29	48	695	22	35
30	7	315	165	37
31	37	80	485	148
32	148	56	56	49
33	49	22	66	78
34	6	485	80	8
35	78	80	71	64
36	260	412	350	146
37	48	8	364	99
38	150	70	450	48
39	33	66	80	7
40	260	605	485	8
<b>PROMEDIO</b>	<b>76,05</b>	<b>256,57</b>	<b>245,05</b>	<b>73,92</b>
<b>DESVIACIÓN</b>	<b>77,81</b>	<b>217,14</b>	<b>202,10</b>	<b>70,02</b>

Para probar, evaluar y hacer un seguimiento del desempeño se puede analizar en la Figura 83, histogramas que representan gráficamente las variables en forma de barras donde la superficie de cada barra es proporcional a la frecuencia de los valores representados, en el eje vertical representa la frecuencia y el eje horizontal los valores de las variables.

**Figura 83 Distribución de los tiempos de sincronización para cada tecnología a una distancia de 10m**



La Tabla 21 muestra los resultados obtenidos para las cuatro tecnologías a una distancia de 15m, donde RF es la tecnología que más dura en sincronizarse con 248,13 segundos a una desviación estándar de 200,90 segundos, seguido por ZigBee con 240,82 segundos a una desviación estándar de 206,71 segundos, luego Bluetooth con 78,83 segundos en promedio a una desviación estándar de 74,20 segundos y RS-232 con 77,83 segundos en promedio con desviación estándar de 78,84 segundos.

**Tabla 21. Tiempo de sincronización a una distancia de 15m**

PRUEBAS	TIEMPO DE SINCRONIZACIÓN (Segundos)			
	Bluetooth	ZigBee	RF	EIA/TIA RS-232
1	99	66	364	150
2	48	80	450	33
3	49	66	80	6
4	6	605	71	64
5	6	350	384	48
6	148	22	265	150
7	33	485	485	78
8	6	387	60	7
9	55	412	485	15
10	240	315	389	8
11	78	71	64	99
12	240	315	315	48
13	37	643	640	49
14	148	70	485	6
15	99	56	56	146
16	49	8	66	260
17	6	263	80	7
18	150	20	71	15
19	55	485	350	260
20	6	71	412	37
21	150	7	505	148
22	33	70	71	99
23	6	364	412	49
24	64	450	640	35
25	48	80	70	33
26	150	56	356	260
27	78	600	56	146
28	7	450	8	6
29	15	364	263	48
30	8	71	20	6
31	146	22	8	148
32	240	265	66	33
33	7	20	349	6
34	15	80	22	55
35	48	412	520	260
36	35	640	450	78
37	33	356	364	6
38	240	71	22	150
39	146	384	80	55
40	6	80	71	6
<b>PROMEDIO</b>	<b>75,83</b>	<b>240,82</b>	<b>248,13</b>	<b>77,83</b>
<b>DESVIACIÓN</b>	<b>74,20</b>	<b>206,71</b>	<b>200,90</b>	<b>78,84</b>

La Tabla 22 muestra los resultados obtenidos para las cuatro tecnologías a una distancia de 20m.

**Tabla 22. Tiempo de sincronización a una distancia de 20m**

PRUEBAS	TIEMPO DE SINCRONIZACIÓN (Segundos)			
	Bluetooth	ZigBee	RF	EIA/TIA RS-232
1	64	263	8	78
2	16	20	263	33
3	99	60	20	6
4	48	356	384	48
5	7	71	22	150
6	15	80	265	55
7	16	412	20	7
8	55	71	80	15
9	260	315	71	8
10	6	384	315	6
11	260	450	600	148
12	48	80	450	49
13	150	350	364	6
14	33	22	450	99
15	260	22	8	6
16	37	265	364	64
17	148	20	450	16
18	49	80	66	48
19	6	485	80	35
20	78	605	66	146
21	33	364	412	260
22	6	71	640	78
23	48	6	7	64
24	150	70	70	260
25	55	364	71	48
26	7	93	315	7
27	15	66	515	37
28	8	80	663	148
29	6	66	70	49
30	148	485	56	6
31	49	643	412	48
32	6	70	315	150
33	99	56	485	33
34	6	56	90	260
35	48	600	315	15
36	35	450	605	16
37	146	687	350	55
38	260	412	22	99
39	78	315	485	6
40	64	8	387	260
<b>PROMEDIO</b>	<b>73,05</b>	<b>234,38</b>	<b>265,3</b>	<b>73,05</b>
<b>DESVIACIÓN</b>	<b>77,33</b>	<b>209,30</b>	<b>208,29</b>	<b>77,32</b>

RF es la tecnología que más dura en sincronizarse con 265,3 segundos en promedio con una desviación estándar de 208,29 segundos, seguido por ZigBee con 234,38 segundos promedio a una desviación estándar de 209,30 segundos, luego Bluetooth con 73,05 segundos promedio con una desviación estándar de 77,33 segundos y RS-232 con 73,05 segundos promedio con desviación estándar de 77,32 segundos.

La Tabla 23 muestra los resultados obtenidos para las cuatro tecnologías a una distancia de 30m.

**Tabla 23. Tiempo de sincronización a una distancia de 30m**

PRUEBAS	TIEMPO DE SINCRONIZACIÓN (Segundos)			
	Bluetooth	ZigBee	RF	EIA/TIA RS-232
1	64	7	64	37
2	48	70	315	148
3	150	364	640	99
4	76	450	485	49
5	7	412	263	35
6	15	315	20	32
7	8	71	8	230
8	146	315	66	78
9	240	356	364	7
10	78	71	450	15
11	240	384	80	8
12	27	80	71	99
13	113	356	70	78
14	99	71	356	6
15	240	384	56	150
16	7	80	8	55
17	15	20	364	6
18	220	485	22	32
19	7	71	80	6
20	15	66	71	64
21	72	80	384	48
22	48	66	56	150
23	49	80	66	48
24	6	56	80	49
25	55	600	71	6
26	6	450	520	150
27	150	643	450	146
28	6	70	485	230
29	113	80	389	33
30	33	412	71	6
31	6	640	412	55
32	32	605	640	145
33	35	350	60	6
34	33	22	22	44
35	6	56	505	260
36	150	8	265	7
37	6	263	412	15
38	240	71	349	254
39	146	22	103	6
40	55	20	72	148
<b>PROMEDIO</b>	<b>76,55</b>	<b>225,55</b>	<b>231,63</b>	<b>76,00</b>
<b>DESVIACIÓN</b>	<b>76,85</b>	<b>205,61</b>	<b>199,28</b>	<b>75,17</b>

RF es la tecnología que más dura en sincronizarse con 231,63 segundos promedio con una desviación estándar de 199,28 segundos, seguido por ZigBee con 225,55 segundos promedio a una desviación estándar de 205,61 segundos, luego Bluetooth con 76,55



segundos promedio con una desviación estándar de 76,85 segundos y RS-232 con 76,00 segundos promedio con desviación estándar de 75,17 segundos.

La Tabla 24 muestra los resultados obtenidos para las cuatro tecnologías a una distancia de 60m.

**Tabla 24. Tiempo de sincronización a una distancia de 60m**

PRUEBAS	TIEMPO DE SINCRONIZACIÓN (Segundos)			
	Bluetooth	ZigBee	RF	EIA/TIA RS-232
1	99	56	450	6
2	48	350	364	49
3	150	643	22	7
4	55	80	485	15
5	49	56	387	8
6	146	22	412	7
7	260	485	165	150
8	78	70	485	33
9	55	66	56	230
10	260	605	66	148
11	6	8	80	33
12	148	20	643	230
13	49	71	70	78
14	6	384	56	64
15	33	71	6	15
16	230	22	263	146
17	15	80	20	8
18	6	412	71	48
19	7	8	384	150
20	37	66	80	55
21	78	80	8	7
22	210	690	450	8
23	7	450	80	48
24	15	80	485	32
25	8	80	80	148
26	33	412	412	35
27	6	8	71	37
28	48	640	20	7
29	6	356	66	55
30	6	364	505	99
31	35	450	71	230
32	12	265	71	78
33	20	364	350	83
34	40	485	364	146
35	120	412	520	230
36	45	695	315	55
37	22	263	640	260
38	6	412	356	8
39	120	387	349	30
40	200	412	22	6
<b>PROMEDIO</b>	<b>69,35</b>	<b>272,00</b>	<b>245,00</b>	<b>77,05</b>
<b>DESVIACIÓN</b>	<b>75,46</b>	<b>222,31</b>	<b>202,17</b>	<b>76,77</b>

ZigBee es la tecnología que más dura en sincronizarse con 272,0 segundos en promedio con una desviación estándar de 222,31 segundos, seguido por RF con 245,0 segundos promedio a una desviación estándar de 202.17 segundos, luego RS-232 con 77,05 segundos promedio con una desviación estándar de 76,77 segundos y Bluetooth con 69,35 segundos promedio con desviación estándar de 75,46 segundos.

En la Tabla 25 se encuentran el mínimo y máximo tiempo de duración que gasta cada tecnología en sincronizar el transmisor con el receptor. Todas las tecnologías tuvieron un mínimo tiempo de establecimiento de conexión de 6 segundos, es decir, el mínimo tiempo que debe esperar el usuario para seleccionar las señales biológicas que desea visualizar es de 6 segundos aproximadamente. La tecnología que más se demoró es ZigBee con 695 segundos (11 minutos y 58 segundos), por lo cual, el usuario deberá esperar máximo este tiempo para reiniciar la aplicación sino se ha establecido la comunicación entre el dispositivo y la central de enfermería; pasados otros 11 minutos con 58 segundos y no se ha establecido la comunicación, es recomendable es ir hasta el dispositivo y reiniciarlo.

**Tabla 25. Tiempo mínimo y máximo de sincronización de las tecnologías por distancias**

Tecnologías	MIN. TIEMPO DE SINCRONIZACIÓN (Segundos)					MAX. TIEMPO DE SINCRONIZACIÓN (Segundos)				
	10m	15m	20m	30m	60m	10m	15m	20m	30m	60m
<b>Bluetooth</b>	6	6	6	6	6	260	240	260	240	260
<b>ZigBee</b>	8	7	6	7	8	695	643	687	643	695
<b>RF</b>	6	8	7	8	6	643	640	663	640	643
<b>RS-232</b>	7	6	6	--	--	230	260	260	-	-
<b>TMS</b>	6,666					477.89				

#### **4.2.2 Prueba de disponibilidad de la tecnología**

Durante un lapso de tiempo de 90 minutos se estableció comunicación entre el dispositivo y la central de enfermería con cada una de las tecnologías, midiendo el número de fallos que se presentaron en la comunicación a 10, 15, 20, 30 y 60 metros.

**Tabla 26. Número de fallos en la comunicación por tecnologías**

Tecnologías	Fallas en la comunicación					Total de fallas por tecnología
	10m	15m	20m	30m	60m	
Bluetooth	0	0	0	0	0	0
ZigBee	0	0	0	0	0	0
RF	0	0	0	0	1	1
RS 232	0	1	3	---	----	4
TOTAL	0	1	3	0	1	5

La Tabla 26 contiene los resultados obtenidos de las fallas de comunicación por tecnología teniendo en cuenta la distancia.

El dispositivo fue probado por un tiempo determinado por la Ecuación 28 de:

**Ecuación 28. Tiempo de prueba**

*Tiempo de prueba*

$$= (\text{tiempo duracion de la pueba por cada tecnologia} * \#\text{tecnologias} * \#\text{distancias}) - (180 \text{ min de RS232 a 30 y 60m})$$

$$\text{Tiempo de prueba} = (90 \text{ min} * 4 \text{ tecnologias} * 5 \text{ distancias}) - 180 \text{ min} = 1620 \text{ min}$$

$$\text{Tiempo de prueba} = 1620 \text{ min} * \frac{1 \text{ hora}}{60 \text{ min}} = 27 \text{ horas}$$

La disponibilidad del sistema está dada por la Ecuación 29. [26]

**Ecuación 29. Disponibilidad del sistema**

$$\text{Availability} = \frac{MTBF}{MTBF + MTTR}$$

Donde

Availability es la disponibilidad del sistema

MTBF es el tiempo medio entre fallas.

MTTR es el tiempo medio de reparación

Para medir el MTBF se empleo la ecuación

Para calcular el MTBF empleamos la Ecuación 30.

### Ecuación 30. Tiempo medio entre fallas

$$MTBF = \frac{t}{f_t}$$

Donde

t es el tiempo total de la prueba del sistema (t=30Horas).

f<sub>t</sub> es la sumatoria total de fallos (f<sub>t</sub>=5, Tabla 27) en el periodo de prueba t,

Así que, según la Tabla 30 el MTBF es:

$$MTBF = \frac{27 \text{ Horas}}{5} = 5.4 \text{ Horas}$$

Según la Tabla 25 el MTTR tendríamos 2 medidas de tiempo medio de reparación, así que en el peor de los casos tendríamos un MTTR=0.1327472 Horas, y en el mejor de los casos tendríamos un MTTR=0,0018517 Horas.

Por tanto la disponibilidad será en el peor de los casos según la Ecuación 29 es:

$$Availability = \frac{5.4 \text{ Horas}}{5.4 \text{ Horas} + 0.1327472} = 0,976$$
$$Availability = 97,6\%$$

En el mejor de los casos la disponibilidad del sistema será:

$$Availability = \frac{5.4 \text{ Horas}}{5.4 \text{ Horas} + 0.0018517} = 0,99965$$
$$Availability = 99,96\%$$

#### 4.2.3 Prueba de calidad en la resolución de la señal

La prueba de calidad en la resolución de la imagen se realizó por cada tecnología comparando la señal muestreada a 350 muestras por segundo y 700 muestras por segundo entre el dispositivo y la interfaz de usuario con línea de vista. Se toman 12 muestras por cada tecnología midiendo la amplitud a 0.5, 1, 1.5 y 2 mV;

y frecuencia cardiaca a 60, 80 y 120 pulsaciones por minuto, a distancias de 10m, 15m, 20m y 30m.

- **Bluetooth**

En la Tabla 27 se observan los resultados de la prueba a 10m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 3,38%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 1,17% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 1.42%.

**Tabla 27. Prueba de calidad por Bluetooth de señal a 700 muestras/s a 10m**

Bluetooth						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0.5	60	0.55	0	0.05	10,00
	1.0		1.05		0.05	5,00
	1.5		1.53		0.03	2,00
	2		2.02		0.02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 60</b>					<b>0.0375</b>	<b>4,50</b>
80	0.5	80	0,54	0	0.04	8,00
	1.0		1.0		0.00	0,00
	1.5		1.51		0.01	0,67
	2		2.01		0.01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 80</b>					<b>0.015</b>	<b>2,29</b>
120	0.5	120	0.5	0	0.00	0,00
	1.0		1.03		0.03	3,00
	1,5		1.54		0.04	2,67
	2		2.0		0.00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 120</b>					<b>0.0175</b>	<b>1,42</b>

En la

Tabla 28 se observan los valores de frecuencia cardiaca y amplitud de las señales de ECG con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería.

**Tabla 28. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por Bluetooth**

Bluetooth							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.52	60	0.52
	1.0		1.0		1.0		1.0
	1.5		1.5		1.55		1.54
	2		2		2.0		2.0
80	0.5	80	0.5	80	0.55	80	0.55
	1.0		1.0		1.0		1.01
	1.5		1.5		1.55		1.55
	2		2		2.0		2.02
120	0.5	120	0.5	120	0.55	120	0.56
	1.0		1.0		1.01		1.01
	1.5		1.5		1.5		1.5
	2		2		2.0		2.01

La Tabla 29 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardíaca 60 ppm se obtiene un error de 1.83% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 1.67% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 3.33% para para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.83% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.75% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.38% para la ECG 2.

Tabla 29. Prueba de calidad por Bluetooth de señales a 350 muestras/s a 10m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60-60= 0	0,02	4,00	60-60= 0	0.02	4.00
	0,00	0,00		0.00	0.00
	0-05	3,33		0.04	2.67
	0,00	0,00		0.00	0.00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,83</b>		<b>0.02</b>	<b>1.67</b>
80-78=2	0,05	10,00	80-80=0	0.05	10.00
	0,00	0,00		0.01	1.00
	0,05	3,33		0.05	3.33
	0,00	0,00		0.02	1.00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,33</b>		<b>0.03</b>	<b>3.83</b>
120-120=0	0,05	10,00	120-120=0	0.06	12.00
	0,01	1,00		0.01	1.00
	0,00	0,00		0.00	0.00
	0,00	0,00		0.01	0.50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>2,75</b>		<b>0.02</b>	<b>3.38</b>

En la Tabla 30, se observa resultados de la prueba a 15m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 4,29%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 3,71% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 4.17%.

Tabla 30. Prueba de calidad por Bluetooth de señal a 700 muestras/s a 15m

Bluetooth						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0.5	60	0.54	0	0,04	8,00
	1.0		1.05		0,05	5,00
	1.5		1.54		0,04	2,67
	2		2.03		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 60</b>					<b>0,04</b>	<b>4,29</b>
80	0.5	80	0,55	0	0,05	10,00
	1.0		1.05		0,05	5,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 80</b>					<b>0,0425</b>	<b>3,71</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1.04		0,04	4,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2.01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 120</b>					<b>0,065</b>	<b>2,29</b>

En la Tabla 31 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 15m.

Tabla 31. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por Bluetooth

Bluetooth							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.53
	1.0		1.0		1.02		1.01
	1.5		1.5		1.55		1.54
	2		2		2.02		2.03
80	0.5	80	0.5	80	0.54	80	0.52
	1.0		1.0		1.03		1.04
	1.5		1.5		1.54		1,55
	2		2		2.03		2.02
120	0.5	120	0.5	120	0,52	120	0,52
	1.0		1.0		1.01		1.04
	1.5		1.5		1.52		1,55
	2		2		2.02		2.02

La Tabla 32 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo



para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 2.08% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.79% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 3.79% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.08% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 1.83% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.08% para la ECG 2.

Tabla 32. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 350 muestras/s a 15m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,01	2,00	60-60= 0	0,03	6,00
	0,02	2,00		0,01	1,00
	0,05	3,33		0,04	2,67
	0,02	1,00		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,08</b>		<b>0,03</b>	<b>2,79</b>
80-80=0	0,04	8,00	80-80=0	0,02	4,00
	0,03	3,00		0,04	4,00
	0,04	2,67		0,05	3,33
	0,03	1,50		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,04</b>	<b>3,79</b>		<b>0,03</b>	<b>3,08</b>
120-120=0	0,02	4,00	120-120=0	0,02	4,00
	0,01	1,00		0,04	4,00
	0,02	1,33		0,05	3,33
	0,02	1,00		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,83</b>		<b>0,03</b>	<b>3,08</b>

En la Tabla 33 se observan los resultados de la prueba a 10m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 4,29%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 3,71% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 4.17%.

Tabla 33. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 700 muestras/s a 20m

Bluetooth						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0.53	0	0,03	6,00
	1.0		1.01		0,01	1,00
	1.5		1.51		0,01	0,67
	2		2.02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 60</b>					<b>0,02</b>	<b>4,5</b>
80	0.5	80	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1.02		0,02	2,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 80</b>					<b>0,02</b>	<b>2,29</b>
120	0.5	120	0,54	0	0,04	8,00
	1.0		1.03		0,03	3,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2.01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 120</b>					<b>0,02</b>	<b>3,04</b>

En la Tabla 34 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 20m.

Tabla 34. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por Bluetooth

Bluetooth							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.55	60	0.54
	1.0		1.0		1.03		1.03
	1.5		1.5		1.54		1.52
	2		2		2.02		2.03
80	0.5	80	0.5	80	0.51	80	0.53
	1.0		1.0		1.04		1.04
	1.5		1.5		1.51		1.52
	2		2		2.04		2.01
120	0.5	120	0.5	120	0.51	120	0.54
	1.0		1.0		1.05		1.03
	1.5		1.5		1.52		1.51
	2		2		2.0		2.0

La Tabla 35 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardiaca y amplitud de las

señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 4.17% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.46% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 2.17% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.96% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.08% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.92% para la ECG 2.

Tabla 35. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 350 muestras/s a 20m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0.05	10.00	60-60= 0	0.04	8.00
	0.03	3.00		0.03	3.00
	0.04	2.67		0.02	1.33
	0.02	1.00		0.03	1.50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0.04</b>	<b>4.17</b>		<b>0.03</b>	<b>3.46</b>
80-80=0	0.01	2.00	80-80=0	0.03	6.00
	0.04	4.00		0.04	4.00
	0.01	0.67		0.02	1.33
	0.04	2.00		0.01	0.50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0.03</b>	<b>2.17</b>		<b>0.03</b>	<b>2.96</b>
120-120=0	0.01	2.00	120-120=0	0.04	8.00
	0.05	5.00		0.03	3.00
	0.02	1.33		0.01	0.67
	0.00	0.00		0.00	0.00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0.02</b>	<b>2.08</b>		<b>0.02</b>	<b>2.92</b>

En la Tabla 36 se observan los resultados de la prueba a 10m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 1,79%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 1,54% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 1.92%.

Tabla 36. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 700 muestras/s a 30m

Bluetooth						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,17</b>
80	0.5	80	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2.29</b>
120	0.5	120	0,54	0	0,04	8,00
	1.0		1,03		0,03	3,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>3.04</b>

En la Tabla 37 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 30m.

Tabla 37. Datos de la señal a 350 muestras/s a 30m por Bluetooth

Bluetooth							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.55	60	0.54
	1.0		1.0		1.01		1.02
	1.5		1.5		1.52		1.51
	2		2		2.02		2.05
80	0.5	80	0.5	80	0.54	80	0.53
	1.0		1.0		1.03		1.02
	1.5		1.5		1.52		1.54
	2		2		2.01		2.05
120	0.5	120	0.5	120	0.53	120	0.52
	1.0		1.0		1.02		1.03
	1.5		1.5		1.55		1.51
	2		2		2.0		2.04

La Tabla 38 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardiaca y amplitud de las

señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 3.33% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.29% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 3.21% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.29% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.83% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.42% para la ECG 2.

**Tabla 38. Prueba de calidad por Bluetooth de la señal a 350 muestras/s a 30m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60=0	0.05	10.00	60-60=0	0.04	8.00
	0.01	1.00		0.02	2.00
	0.02	1.33		0.01	0.67
	0.02	1.00		0.05	2.50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0.03</b>	<b>3.33</b>		<b>0.03</b>	<b>3.29</b>
80-80=0	0.04	8.00	80-80=0	0.03	6.00
	0.03	3.00		0.02	2.00
	0.02	1.33		0.04	2.67
	0.01	0.50		0.05	2.50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0.03</b>	<b>3.21</b>		<b>0.04</b>	<b>3.29</b>
120-120=0	0.03	6.00	120-120=0	0.02	4.00
	0.02	2.00		0.03	3.00
	0.05	3.33		0.01	0.67
	0.00	0.00		0.04	2.00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0.03</b>	<b>2.83</b>		<b>0.03</b>	<b>2.42</b>

En la Tabla 39 se observan los resultados de la prueba a 60m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 2,29%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,29% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 1.71%.

Tabla 39. Prueba de calidad por Bluetooth de señal a 700 muestras/s a 60m

Bluetooth						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0.5	60	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,03		0,03	3,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 60</b>					<b>0,02</b>	<b>2,67</b>
80	0.5	80	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 80</b>					<b>0,02</b>	<b>2,29</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1,5		1,52		0,02	1,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio a <math>F_c</math> de 120</b>					<b>0,02</b>	<b>1,71</b>

En la Tabla 40 se observan los valores de frecuencia cardiaca y amplitud de las señales de ECG con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería.

Tabla 40. Datos de la señal a 350 muestras/s a 60m por Bluetooth

Bluetooth							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0,51	60	0,52
	1.0		1.0		1,02		1,03
	1.5		1.5		1,51		1,52
	2		2		2,02		2,04
80	0.5	80	0.5	80	0,53	80	0,52
	1.0		1.0		1,02		1,03
	1.5		1.5		1,51		1,52
	2		2		2,04		2,01
120	0.5	120	0.5	120	0,53	120	0,53
	1.0		1.0		1,0		1,01
	1.5		1.5		1,52		1,52
	2		2		2,03		2,02

La Tabla 41 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardiaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 1.42% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.58% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 2,67% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.21% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.21% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2,33% para la ECG 2.

**Tabla 41. Prueba de calidad por Bluetooth de señales a 350 muestras/s a 60m**

Porcentaje de error Interfaz – dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,01	2,00	60-60= 0	0,02	4,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,01	0,67		0,02	1,33
	0,02	1,00		0,04	2-00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,42</b>		<b>0,03</b>	<b>2,58</b>
80-80=0	0,03	6,00	80-80=0	0,02	4,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,01	0,67		0,02	1,33
	0,04	2,00		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,67</b>		<b>0,02</b>	<b>2,21</b>
120-120=0	0,03	6,00	120-120=0	0,03	6,00
	0,00	0,00		0,01	1,00
	0,02	1,33		0,02	1,33
	0,03	1,50		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>2,21</b>		<b>0,02</b>	<b>2,33</b>

- **ZigBee**

En la Tabla 42 se observan los resultados de la prueba a 10m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 3,46%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,17% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 2.04%.

Tabla 42. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 10m

ZigBee						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0.5	60	0,55	0	0,05	10,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,03		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,46</b>
80	0.5	80	0,54	0	0,04	8,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,92</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,03		0,03	3,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,04</b>

En la Tabla 43 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 10m.

Tabla 43. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por ZigBee

ZigBee							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.55	60	0.54
	1.0		1.0		1.01		1.02
	1.5		1.5		1.52		1.51
	2		2		2.02		2.05
80	0.5	80	0.5	80	0.54	80	0.53
	1.0		1.0		1.03		1.02
	1.5		1.5		1.52		1.54
	2		2		2.01		2.05
120	0.5	120	0.5	120	0.53	120	0.52
	1.0		1.0		1.02		1.03
	1.5		1.5		1.55		1.51
	2		2		2.0		2.04

La Tabla 44 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las



señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 3.33% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.29% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 3.21% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.29% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.83% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.42% para la ECG 2.

Tabla 44. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 10m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60=0	0,05	10,00	60-60=0	0,04	8,00
	0,01	1,00		0,02	2,00
	0,02	1,33		0,01	0,67
	0,02	1,00		0,05	2,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,33</b>		<b>0,03</b>	<b>3,29</b>
80-80=0	0,04	8,00	80-80=0	0,03	6,00
	0,03	3,00		0,02	2,00
	0,02	1,33		0,04	2,67
	0,01	0,50		0,05	2,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,21</b>		<b>0,04</b>	<b>3,29</b>
120-120=0	0,03	6,00	120-120=0	0,02	4,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,05	3,33		0,01	0,67
	0,00	0,00		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,83</b>		<b>0,03</b>	<b>2,42</b>

En la Tabla 45 se observan los resultados de la prueba a 15m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 2,29%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,46% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 2.67%.

Tabla 45. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 15m

ZigBee						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,04		0,04	4,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,92</b>
80	0.5	80	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,03		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,46</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,03		0,03	3,00
	1.5		1,54		0,04	2,67
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,67</b>

En la Tabla 46 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 15m.

Tabla 46. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por ZigBee

ZigBee							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.55
	1.0		1.0		1.02		1.03
	1.5		1.5		1.53		1.51
	2		2		2.02		2.04
80	0.5	80	0.5	80	0.51	80	0.54
	1.0		1.0		1.03		1.03
	1.5		1.5		1.52		1.54
	2		2		2.03		2.04
120	0.5	120	0.5	120	0.51	120	0.52
	1.0		1.0		1.02		1.03
	1.5		1.5		1.55		1.51
	2		2		2.02		2.03

La Tabla 47 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardiaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 1.75% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.92% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 1.96% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.92% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.08% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.29% para la ECG 2.

**Tabla 47. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 15m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,01	2,00	60-60= 0	0,05	10,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,03	2,00		0,01	0,67
	0,02	1,00		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,75</b>		<b>0,03</b>	<b>3,92</b>
80-80=0	0,01	2,00	80-80=0	0,04	8,00
	0,03	3,00		0,03	3,00
	0,02	1,33		0,04	2,67
	0,03	1,50		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,96</b>		<b>0,04</b>	<b>3,92</b>
120-120=0	0,01	2,00	120-120=0	0,02	4,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,05	3,33		0,01	0,67
	0,02	1,00		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,08</b>		<b>0,02</b>	<b>2,29</b>

En la Tabla 48 se observan los resultados de la prueba a 20m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 2,33%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 3,21% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 3.71%.

Tabla 48. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 20m

ZigBee						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0.5	60	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,33</b>
80	0.5	80	0,54	0	0,04	8,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,21</b>
120	0.5	120	0,55	0	0,05	10,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,71</b>

En la Tabla 49 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 20m.

Tabla 49. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por ZigBee

ZigBee							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.54
	1.0		1.0		1.03		1.05
	1.5		1.5		1.52		1.53
	2.0		2.0		2.01		2.02
80	0.5	80	0.5	80	0.54	80	0.54
	1.0		1.0		1.02		1.02
	1.5		1.5		1.53		1.54
	2.0		2.0		2.01		2.03
120	0.5	120	0.5	120	0.54	120	0.52
	1.0		1.0		1.02		1.04
	1.5		1.5		1.51		1.52
	2.0		2.0		2.03		2.01

La Tabla 50 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 1.71% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 4.0% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 3.13% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.54% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 3.04% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.46% para la ECG 2.

**Tabla 50. Prueba de calidad por Zigbee de la señal a 350 muestras/s a 20m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60=0	0,01	2,00	60-60=0	0,04	8,00
	0,03	3,00		0,05	5,00
	0,02	1,33		0,03	2,00
	0,01	0,50		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,71</b>		<b>0,04</b>	<b>4,00</b>
80-80=0	0,04	8,00	80-80=0	0,04	8,00
	0,02	2,00		0,02	2,00
	0,03	2,00		0,04	2,67
	0,01	0,50		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,13</b>		<b>0,03</b>	<b>3,54</b>
120-120=0	0,04	8,00	120-120=0	0,02	4,00
	0,02	2,00		0,04	4,00
	0,01	0,67		0,02	1,33
	0,03	1,50		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,04</b>		<b>0,02</b>	<b>2,46</b>

En la Tabla 51 se observan los resultados de la prueba a 30m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 2,96%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 1,71% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 1.29%.

Tabla 51. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 30m

ZigBee						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,96</b>
80	0.5	80	0,51	0	0,01	2,00
	1.0		1,03		0,03	3,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>1,71</b>
120	0.5	120	0,51	0	0,01	2,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,01</b>	<b>1,29</b>

En la Tabla 52 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 30m.

Tabla 52. Datos de la señal a 350 muestras/s a 30m por ZigBee

ZigBee							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.53
	1.0		1.0		1.03		1.02
	1.5		1.5		1.53		1.55
	2		2		2.01		2.04
80	0.5	80	0.5	80	0.52	80	0.52
	1.0		1.0		1.04		1.03
	1.5		1.5		1.54		1.56
	2		2		2.02		2.02
120	0.5	120	0.5	120	0.53	120	0.51
	1.0		1.0		1.01		1.00
	1.5		1.5		1.54		1.52
	2		2		2.02		2.03

La Tabla 53 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 1.88% para los valores de amplitud de ECG 1 y 3.33% para ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 2.92% para los valores de amplitud de ECG 1 y 3.00% para ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.67% para los valores de amplitud de ECG 1 y 1.21% para ECG 2.

Tabla 53. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 30m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,01	2,00	60-60= 0	0,03	6,00
	0,03	3,00		0,02	2,00
	0,03	2,00		0,05	3,33
	0,01	0,50		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,88</b>		<b>0,04</b>	<b>3,33</b>
80-80=0	0,02	4,00	80-80=0	0,02	4,00
	0,04	4,00		0,03	3,00
	0,04	2,67		0,06	4,00
	0,02	1,00		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,92</b>		<b>0,03</b>	<b>3,00</b>
120-120=0	0,03	6,00	120-120=0	0,01	2,00
	0,01	1,00		0,00	0,00
	0,04	2,67		0,02	1,33
	0,02	1,00		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,67</b>		<b>0,02</b>	<b>1,21</b>

En la Tabla 54 se observan los resultados de la prueba a 60m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 2,17%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,75% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 1,75%.

Tabla 54. Prueba de calidad por ZigBee de la señal a 700 muestras/s a 60m

ZigBee						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0,5	60	0,52	0	0,02	4,00
	1,0		1,03		0,03	3,00
	1,5		1,51		0,01	0,67
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,17</b>
80	0,5	80	0,54	0	0,04	8,00
	1,0		1,01		0,01	1,00
	1,5		1,53		0,03	2,00
	2		2,03		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,13</b>
120	0,5	120	0,52	0	0,02	1,00
	1,0		1,02		0,02	2,00
	1,5		1,53		0,03	2,00
	2		2,01		0,01	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>1,75</b>

En la Tabla 55 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 60m.

Tabla 55. Datos de la señal a 350 muestras/s a 60m por ZigBee

ZigBee							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0,5	60	0,5	60	0,51	60	0,53
	1,0		1,0		1,03		1,01
	1,5		1,5		1,52		1,52
	2,0		2,0		2,03		2,03
80	0,5	80	0,5	80	0,52	80	0,52
	1,0		1,0		1,04		1,03
	1,5		1,5		1,53		1,53
	2,0		2,0		2,02		2,04
120	0,5	120	0,5	120	0,54	120	0,52
	1,0		1,0		1,02		1,01
	1,5		1,5		1,51		1,53
	2,0		2,0		2,03		2,05

La Tabla 56 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardiaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo



para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 1,96% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2,46% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 2,75% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2,75% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 3,04% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2,38% para la ECG 2.

**Tabla 56. Prueba d de calidad por ZigBee de la señal a 350 muestras/s a 60m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,01	2,00	60-60= 0	0,03	6,00
	0,03	3,00		0,01	1,00
	0,02	1,33		0,02	1,33
	0,03	1,50		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,96</b>		<b>0,02</b>	<b>2,46</b>
80-80=0	0,02	4,00	80-80=0	0,02	4,00
	0,04	4,00		0,03	3,00
	0,03	2,00		0,03	2,00
	0,02	1,00		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,75</b>		<b>0,03</b>	<b>2,75</b>
120-120=0	0,04	8,00	120-120=0	0,02	4,00
	0,02	2,00		0,01	1,00
	0,01	0,67		0,03	2,00
	0,03	1,50		0,05	2,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,04</b>		<b>0,03</b>	<b>2,38</b>

- **RF**

En la Tabla 57 se observan los resultados de la prueba a 10m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 2,67%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,33% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 2.58%.

Tabla 57. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 10m

RF						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0,52	0	0,02	2,00
	1.0		1,05		0,05	5,00
	1.5		1,54		0,04	2,67
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,67</b>
80	0.5	80	0,51	0	0,01	2,00
	1.0		1,05		0,05	5,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,33</b>
120	0.5	120	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,04		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,58</b>

En la Tabla 58 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 10m.

Tabla 58. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por RF

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.55
	1.0		1.0		1.03		1.02
	1.5		1.5		1.52		1.53
	2		2		2.04		2.02
80	0.5	80	0.5	80	0.51	80	0.54
	1.0		1.0		1.02		1.01
	1.5		1.5		1.54		1.52
	2		2		2.02		2.05
120	0.5	120	0.5	120	0.54	120	0.55
	1.0		1.0		1.02		1.03
	1.5		1.5		1.53		1.50
	2		2		2.01		2.01

La Tabla 59 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 2.08% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.75% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 1.92% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.21% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 3.13% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.38% para la ECG 2.

Tabla 59. Prueba de fiabilidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 10m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,01	2,00	60-60= 0	0,05	10,00
	0,03	3,00		0,02	2,00
	0,02	1,33		0,03	2,00
	0,04	2,00		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,08</b>		<b>0,03</b>	<b>3,75</b>
80-80=0	0,01	2,00	80-80=0	0,04	8,00
	0,02	2,00		0,01	1,00
	0,04	2,67		0,02	1,33
	0,02	1,00		0,05	2,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,92</b>		<b>0,03</b>	<b>3,21</b>
120-120=0	0,04	8,00	120-120=0	0,05	10,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,03	2,00		0,00	0,00
	0,01	0,50		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,13</b>		<b>0,02</b>	<b>3,38</b>

En la Tabla 60 se observan los resultados de la prueba a 15m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 1,21%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,21% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 1.71%.

Tabla 60. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 15m

RF						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0,51	0	0,01	2,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,01</b>	<b>1,21</b>
80	0.5	80	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,21</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,01		0,01	1,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>1,71</b>

En la Tabla 61 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 15m.

Tabla 61. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por RF

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.54	60	0.51
	1.0		1.0		1.03		1.03
	1.5		1.5		1.53		1.51
	2		2		2.02		2.04
80	0.5	80	0.5	80	0.54	80	0.52
	1.0		1.0		1.02		1.03
	1.5		1.5		1.55		1.52
	2		2		2.02		2.03
120	0.5	120	0.5	120	0.52	120	0.51
	1.0		1.0		1.01		1.02
	1.5		1.5		1.53		1.53
	2		2		2.02		2.04

La Tabla 62 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 3.50% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 1.92% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 3.58% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.58% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.00% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.50% para la ECG 2.

**Tabla 62. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 15m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,04	8,00	60-60= 0	0,01	2,00
	0,03	3,00		0,03	3,00
	0,03	2,00		0,01	0,67
	0,02	1,00		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,50</b>		<b>0,02</b>	<b>1,92</b>
80-80=0	0,04	8,00	80-80=0	0,04	8,00
	0,02	2,00		0,02	2,00
	0,05	3,33		0,05	3,33
	0,02	1,00		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>3,58</b>		<b>0,03</b>	<b>3,58</b>
120-120=0	0,02	4,00	120-120=0	0,01	2,00
	0,01	1,00		0,02	1,00
	0,03	2,00		0,03	3,00
	0,02	1,00		0,04	8,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>2,00</b>		<b>0,03</b>	<b>3,50</b>

En la Tabla 63 se observan los resultados de la prueba a 20m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 3,25%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,83% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 1.67%.

Tabla 63. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 20m

RF						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0.5	60	0,54	0	0,04	8,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,53		0,03	2,00
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,25</b>
80	0.5	80	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,04		0,04	4,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,04		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,83</b>
120	0.5	120	0,51	0	0,01	2,00
	1.0		1,03		0,03	3,00
	1.5		1,51		0,01	0,67
	2		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>1,67</b>

En la Tabla 64 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 20m.

Tabla 64. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por RF

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.50	60	0.54
	1.0		1.0		1.01		1.01
	1.5		1.5		1.53		1.52
	2		2		2.01		2.05
80	0.5	80	0.5	80	0.52	80	0.53
	1.0		1.0		1.04		1.02
	1.5		1.5		1.50		1.52
	2		2		2.02		2.01
120	0.5	120	0.5	120	0.53	120	0.50
	1.0		1.0		1.01		1.03
	1.5		1.5		1.52		1.51
	2		2		2.00		2.04

La Tabla 65 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 0.87% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.21% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 2.25% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.46% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.08% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 1.42% para la ECG 2.

**Tabla 65. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 20m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,00	0,00	60-60= 0	0,04	8,00
	0,01	1,00		0,01	1,00
	0,03	2,00		0,02	1,33
	0,01	0,50		0,05	2,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,01</b>	<b>0,87</b>		<b>0,03</b>	<b>3,21</b>
80-80=0	0,02	4,00	80-80=0	0,03	6,00
	0,04	4,00		0,02	2,00
	0,00	0,00		0,02	1,33
	0,02	1,00		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>2,25</b>		<b>0,02</b>	<b>2,46</b>
120-120=0	0,03	6,00	120-120=0	0,00	0,00
	0,01	1,00		0,03	3,00
	0,02	1,33		0,01	0,67
	0,00	0,00		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,015</b>	<b>2,08</b>		<b>0,02</b>	<b>1,42</b>

En la Tabla 66 se observan los resultados de la prueba a 30m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 3,04%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,13% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 3.00%.

Tabla 66. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 30m

RF						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0.5	60	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,54		0,04	2,67
	2		2,03		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,04</b>
80	0.5	80	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,53		0,03	2,00
	2		2,01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,13</b>
120	0.5	120	0,54	0	0,04	8,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,53		0,03	2,00
	2		2,0		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>3,00</b>

En la Tabla 67 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 30m.

Tabla 67. Datos de la señal a 350 muestras/s a 30m por RF

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.53
	1.0		1.0		1.03		1.2
	1.5		1.5		1.52		1.53
	2		2		2.03		2.02
80	0.5	80	0.5	80	0.53	80	0.54
	1.0		1.0		1.02		1.03
	1.5		1.5		1.51		1.52
	2		2		2.05		2.01
120	0.5	120	0.5	120	0.52	120	0.51
	1.0		1.0		1.01		1.03
	1.5		1.5		1.53		1.52
	2		2		2.02		2.04

La Tabla 68 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo



para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 1.96% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.75% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 2.79% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 3.21% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2.00% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.08% para la ECG 2.

**Tabla 68. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 30m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,01	2,00	60-60= 0	0,03	6,00
	0,03	3,00		0,02	2,00
	0,02	1,33		0,03	2,00
	0,03	1,50		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,96</b>		<b>0,03</b>	<b>2,75</b>
80-80=0	0,03	6,00	80-80=0	0,04	8,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,01	0,67		0,02	1,33
	0,05	2,50		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,79</b>		<b>0,03</b>	<b>3,21</b>
120-120=0	0,02	4,00	120-120=0	0,01	2,00
	0,01	1,00		0,03	3,00
	0,03	2,00		0,02	1,33
	0,02	1,00		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>2,00</b>		<b>0,03</b>	<b>2,08</b>

En la Tabla 78 se observan los resultados de la prueba a 60m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 3,297%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 2,67% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 3,08%.

Tabla 69. Prueba de calidad por RF de la señal a 700 muestras/s a 60m

RF						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60	0,5	60	0,53	0	0,03	6,00
	1,0		1,02		0,02	2,00
	1,5		1,54		0,04	2,67
	2,0		2,05		0,05	2,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,04</b>	<b>3,29</b>
80	0,5	80	0,52	0	0,02	4,00
	1,0		1,03		0,03	3,00
	1,5		1,54		0,04	2,67
	2,0		2,02		0,02	1,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,67</b>
120	0,5	120	0,54	0	0,04	8,00
	1,0		1,01		0,01	1,00
	1,5		1,52		0,02	1,33
	2,0		2,04		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,08</b>

En la Tabla 70 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 60m.

Tabla 70. Datos de la señal a 350 muestras/s a 60m por RF

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0,5	60	0,5	60	0,52	60	0,52
	1,0		1,0		1,02		1,03
	1,5		1,5		1,53		1,51
	2,0		2,0		2,04		2,04
80	0,5	80	0,5	80	0,53	80	0,52
	1,0		1,0		1,01		1,02
	1,5		1,5		1,55		1,52
	2,0		2,0		2,02		2,01
120	0,5	120	0,5	120	0,53	120	0,53
	1,0		1,0		1,02		1,02
	1,5		1,5		1,55		1,50
	2,0		2,0		2,01		2,01

La Tabla 71 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 2.50% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2,42% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 2,83% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 1,96% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 2,96% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2,13% para la ECG 2.

**Tabla 71. Prueba de calidad por RF de la señal a 350 muestras/s a 60m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60= 0	0,02	4,00	60-60= 0	0,02	4,00
	0,02	2,00		0,03	3,00
	0,03	2,00		0,01	0,67
	0,04	2,00		0,04	2,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,50</b>		<b>0,03</b>	<b>2,42</b>
80-80=0	0,03	6,00	80-80=0	0,02	4,00
	0,01	1,00		0,02	200
	0,05	3,33		0,02	1,33
	0,02	1,00		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,83</b>		<b>0,02</b>	<b>1,96</b>
120-120=0	0,03	6,00	120-120=0	0,03	6,00
	0,02	2,00		0,02	2,00
	0,05	3,33		0,00	0,00
	0,01	0,50		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,96</b>		<b>0,02</b>	<b>2,13</b>

- **RS-232**

En la Tabla 72 se observan los resultados de la prueba a 10m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 3,04%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 3,08% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 2.58%.

Tabla 72. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 700 muestras/s a 10m

RS-232						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0,53	0	0,03	6,00
	1.0		1,02		0,02	2,00
	1.5		1,54		0,04	2,67
	2		2,03		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,04</b>
80	0.5	78	0,52	2	0,02	4,00
	1.0		1,05		0,05	5,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2,0		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,08</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1,05		0,05	5,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2,0		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,58</b>

En la Tabla 73 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 10m.

Tabla 73. Datos de la señal a 350 muestras/s a 10m por RS-232

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.55
	1.0		1.0		1.05		1.05
	1.5		1.5		1.55		1.59
	2		2		2.0		2.0
80	0.5	80	0.5	78	0.51	78	0.51
	1.0		1.0		1.01		1.02
	1.5		1.5		1.55		1.55
	2		2		2.02		2.03
120	0.5	120	0.5	120	0.5	120	0.5
	1.0		1.0		1.0		1.02
	1.5		1.5		1.51		1.55
	2		2		2.02		2.0

La Tabla 74 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 2.58% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 5.25% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 1.83% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.21% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 0.42% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 1.33% para la ECG 2.

**Tabla 74. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 350 muestras/s a 10m**

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60=0	0,01	2,00	60-60=0	0,05	10,00
	0,05	5,00		0,05	5,00
	0,05	3,33		0,09	6,00
	0,00	0,00		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,58</b>		<b>0,05</b>	<b>5,25</b>
80-78=2	0,01	2,00	80-78=2	0,01	2,00
	0,01	1,00		0,02	2,00
	0,05	3,33		0,05	3,33
	0,02	1,00		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,83</b>		<b>0,03</b>	<b>2,21</b>
120-120=0	0,00	0,00	120-120=0	0,00	0,00
	0,00	0,00		0,02	2,00
	0,01	0,67		0,05	3,33
	0,02	1,00		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,01</b>	<b>0,42</b>		<b>0,02</b>	<b>1,33</b>

En la Tabla 75 se observan los resultados de la prueba a 15m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 2,71%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 3,08% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 2.58%.

Tabla 75. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 700 muestras/s a 15m

RS-232						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0.52	0	0,02	4,00
	1.0		1.03		0,03	3,00
	1.5		1.55		0,05	3,33
	2		2.01		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>2,71</b>
80	0.5	78	0,51	2	0,02	4,00
	1.0		1.01		0,05	5,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2.01		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,08</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1.01		0,05	5,00
	1.5		1,5		0,02	1,33
	2		2.0		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,58</b>

En la Tabla 76 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 15m.

Tabla 76. Datos de la señal a 350 muestras/s a 15m por RS-232

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.5	60	0.51
	1.0		1.0		1.0		1.01
	1.5		1.5		1.52		1.52
	2		2		2.0		2.0
80	0.5	80	0.5	78	0.5	78	0.51
	1.0		1.0		0.99		1.0
	1.5		1.5		1.5		1.5
	2		2		2.0		1.99
120	0.5	120	0.5	120	0.52	120	0.5
	1.0		1.0		1.0		1.0
	1.5		1.5		1.5		1.5
	2		2		2.0		2.0

La Tabla 77 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo

para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 0.33% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 1.08% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 0.25% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 0.63% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 1.00% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 0.00% para la ECG 2.

Tabla 77. Prueba de calidad por RS-232 de la señal a 350 muestras/s a 15m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60=0	0,00	0,00	60-60=0	0,01	2,00
	0,00	0,00		0,01	1,00
	0,02	1,33		0,02	1,33
	0,00	0,00		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,01</b>	<b>0,33</b>		<b>0,01</b>	<b>1,08</b>
80-78=2	0,00	0,00	80-78=2	0,01	2,00
	0,01	1,00		0,00	0,00
	0,00	0,00		0,00	0,00
	0,00	0,00		0,01	0,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,00</b>	<b>0,25</b>		<b>0,01</b>	<b>0,63</b>
120-120=0	0,02	4,00	120-120=0	0,00	0,00
	0,00	0,00		0,00	0,00
	0,00	0,00		0,00	0,00
	0,00	0,00		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,01</b>	<b>1,00</b>		<b>0,00</b>	<b>0,00</b>

En la Tabla 78 se observan los resultados de la prueba a 20m con una señal con muestreo de 700 muestras por segundo, el porcentaje de error para los valores de amplitud para una frecuencia cardiaca 60 ppm es de 5,88%, para una frecuencia cardiaca 80 ppm es de 3,08% y para una frecuencia cardiaca 120 ppm es de 2.58%.

Tabla 78. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 700 muestras/s a 20m

RS-232						
Dispositivo		Interfaz de usuario		Porcentaje de error Interfaz - dispositivo		
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	$\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$ % Error
60	0.5	60	0.55	0	0,05	10,00
	1.0		1.05		0,05	5,00
	1.5		1.59		0,09	6,00
	2		2.05		0,05	2,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,06</b>	<b>5,88</b>
80	0.5	78	0,52	2	0,02	4,00
	1.0		1.05		0,05	5,00
	1.5		1,55		0,05	3,33
	2		2.0		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,03</b>	<b>3,08</b>
120	0.5	120	0,52	0	0,02	4,00
	1.0		1.05		0,05	5,00
	1.5		1,52		0,02	1,33
	2		2.0		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>					<b>0,02</b>	<b>2,58</b>

En la Tabla 79 se observa las señales ECG1 y ECG2 con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo para telemetría y la central de enfermería para una distancia de 20m.

Tabla 79. Datos de la señal a 350 muestras/s a 20m por RS-232

RF							
Dispositivo				Interfaz de usuario			
ECG 1		ECG 2		ECG 1		ECG 2	
$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_d$ (ppm)	$A_d$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_i$ (mV)	$f_i$ (ppm)	$A_d$ (mV)
60	0.5	60	0.5	60	0.51	60	0.55
	1.0		1.0		1.05		1.05
	1.5		1.5		1.55		1.55
	2		2		2.0		2.0
80	0.5	80	0.5	78	0.51	78	0.51
	1.0		1.0		1.01		1.02
	1.5		1.5		1.55		1.55
	2		2		2.02		2.03
120	0.5	120	0.5	120	0.5	120	0.5
	1.0		1.0		1.0		1.02
	1.5		1.5		1.51		1.55
	2		2		2.02		2.0

La Tabla 80 muestra el porcentaje de error en la resolución de la calidad de la imagen para cada uno de los parámetros de frecuencia cardíaca y amplitud de las señales ECG, con muestreo de 350 muestras por segundo entre el dispositivo



para telemetría y la central de enfermería. Donde para una frecuencia cardiaca 60 ppm se obtiene un error de 2.58% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 4.58% para la ECG2, para una frecuencia de 80 ppm se obtiene un error de 1.83% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 2.21% para la ECG2, y para una frecuencia de 120 ppm se obtiene un error de 0.42% para los valores de amplitud de la ECG 1 y 1.33% para la ECG 2.

Tabla 80. Prueba de calidad por RS 232 de la señal a 350 muestras/s a 20m

Porcentaje de error Interfaz - dispositivo					
ECG 1			ECG 2		
$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$	$f_i - f_d$ (ppm)	$A_i - A_d$ (mV)	% Error $\frac{A_i - A_d}{A_d} \times 100$
60-60=0	0,01	2,00	60-60=0	0,05	10,00
	0,05	5,00		0,05	5,00
	0,05	3,33		0,05	3,33
	0,00	0,00		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,03</b>	<b>2,58</b>		<b>0,04</b>	<b>4,58</b>
80-78=2	0,01	2,00	80-78=2	0,01	2,00
	0,01	1,00		0,02	2,00
	0,05	3,33		0,05	3,33
	0,02	1,00		0,03	1,50
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,02</b>	<b>1,83</b>		<b>0,03</b>	<b>2,21</b>
120-120=0	0,00	0,00	120-120=0	0,00	0,00
	0,00	0,00		0,02	2,00
	0,01	0,67		0,05	3,33
	0,02	1,00		0,00	0,00
<b>Porcentaje de Error Promedio</b>	<b>0,01</b>	<b>0,42</b>		<b>0,02</b>	<b>1,33</b>

La Tabla 81 muestra el porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen para las cuatro tecnologías cuando se está transmitiendo a una distancia 10m, este se encuentra entre 2% y el 3% indicando que la tecnología que tiene el menor porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen a 10 m es Bluetooth con 2.43%, seguido por RS-232 con 2.59%, ZigBee con 2.65% y RF con 2.72%.

**Tabla 81. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 10m**

Tecnologías	Porcentaje error promedio (%)		
	60 ppm	80 ppm	120 ppm
Bluetooth a 350	1.75	3.58	3.07
Bluetooth a 700	3,38	1,17	1,42
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.57</b>	<b>2.38</b>	<b>2.25</b>
	<b>2.43</b>		
ZigBee a 350	3.31	3.25	2.63
ZigBee a 700	3,46	2,17	2,04
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>3.39</b>	<b>2.21</b>	<b>2.34</b>
	<b>2.65</b>		
RF a 350	2.92	2.57	3.26
RFa 700	2,67	2,33	2,58
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.80</b>	<b>2.45</b>	<b>2.92</b>
	<b>2.72</b>		
RS-232 a 350	3.92	2.02	0.88
RS-232 a 700	3,04	3,08	2,58
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>3.48</b>	<b>2.55</b>	<b>1.73</b>
	<b>2.59</b>		

La Tabla 82 muestra el porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen para las cuatro tecnologías cuando se está transmitiendo a una distancia 15m, este se encuentra entre 2% y el 3% indicando que la tecnología que tiene el menor porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen a 10 m es Bluetooth con 2.43%, seguido por RS-232 con 2.59%, ZigBee con 2.65% y RF con 2.72%.

**Tabla 82. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 15m**

Tecnologías	Porcentaje error promedio (%)		
	60 ppm	80 ppm	120 ppm
Bluetooth a 350	2.44	3.44	2.46
Bluetooth a 700	4,29	3,71	4,17
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>3.37</b>	<b>3.58</b>	<b>3.32</b>
	<b>3.42</b>		
ZigBee a 350	2.84	2.94	2.19
ZigBee a 700	2,29	2,46	2,67
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.57</b>	<b>2.70</b>	<b>2.43</b>
	<b>2.57</b>		
RF a 350	2.71	3.58	2
RFa 700	1,21	2,21	1,71
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>1.96</b>	<b>2.90</b>	<b>1.86</b>
	<b>2.24</b>		
RS-232 a 350	0.71	0.44	1
RS-232 a 700	2,71	3,08	2,58
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>1.71</b>	<b>1.76</b>	<b>1.79</b>
	<b>1.75</b>		

La Tabla 83 muestra el porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen para las cuatro tecnología cuando se está transmitiendo a una distancia 10m, este se encuentra entre 2% y el 4% indicando que la tecnología que tiene el menor porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen a 10 m es RF con 2.32%, seguido por RS-232 con 3.00%, ZigBee con 3.03% y Bluetooth con 3.51

**Tabla 83. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 20m**

Tecnologías	Porcentaje error promedio (%)		
	60 ppm	80 ppm	120 ppm
Bluetooth a 350	3.82	2.57	2.50
Bluetooth a 700	4,29	3,71	4,17
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>4.06</b>	<b>3.14</b>	<b>3.34</b>
		<b>3.51</b>	
ZigBee a 350	2.86	3.34	2.75
ZigBee a 700	2,33	3,21	3,71
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.60</b>	<b>3.28</b>	<b>3.23</b>
		<b>3.03</b>	
RF a 350	2.04	2.36	1.75
RFa 700	3,25	2,83	1,67
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.65</b>	<b>2.60</b>	<b>1.71</b>
		<b>2.32</b>	
RS-232 a 350	3.58	2.02	0.88
RS-232 a 700	5,88	3,08	2,58
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>4.73</b>	<b>2.55</b>	<b>1.73</b>
		<b>3.00</b>	

La Tabla 84 muestra el porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen para las cuatro tecnología cuando se está transmitiendo a una distancia 10m, este se encuentra entre 2% y el 4% indicando que la tecnología que tiene el menor porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen a 10 m es ZigBee con 2.25%, seguido por RF con 2.32% y Bluetooth con 3.32%.

**Tabla 84. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 30m**

Tecnologías	Porcentaje error promedio (%)		
	60 ppm	80 ppm	120 ppm
Bluetooth a 350	2.81	3.25	2.63
Bluetooth a 700	1,79	1,54	1,92
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.30</b>	<b>2.40</b>	<b>2.28</b>
	<b>3.32</b>		
ZigBee a 350	2.61	2.96	1.94
ZigBee a 700	2,96	1,71	1,29
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.79</b>	<b>2.34</b>	<b>1.62</b>
	<b>2.25</b>		
RF a 350	2.34	3.00	2.04
RFa 700	3,04	2,13	3,00
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2.65</b>	<b>2.60</b>	<b>1.71</b>
	<b>2.32</b>		

La Tabla 85 muestra el porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen para las cuatro tecnología cuando se está transmitiendo a una distancia 60m, este se encuentra entre 2% y el 3% indicando que la tecnología que tiene el menor porcentaje de error en la calidad de la resolución de la imagen a 60 m es Bluetooth con 2.17%, seguido por ZigBee con 2.39% y RF con 2.74%.

**Tabla 85. Porcentaje de error de la resolución en la señal a 60m**

Tecnologías	Porcentaje error promedio (%)		
	60 ppm	80 ppm	120 ppm
Bluetooth a 350	2,00	2,44	2,27
Bluetooth a 700	2,29	2,29	1,71
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2,15</b>	<b>2,37</b>	<b>1,99</b>
	<b>2,17</b>		
ZigBee a 350	2,21	2,75	2,71
ZigBee a 700	2,17	2,75	1,75
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2,19</b>	<b>2,75</b>	<b>2,23</b>
	<b>2.39</b>		
RF a 350	2,46	2,40	2,55
RFa 700	3,29	2,67	3,08
<b>Porcentaje error promedio (%)</b>	<b>2,88</b>	<b>2,53</b>	<b>2,81</b>
	<b>2,74</b>		

Se puede concluir que la mejor tecnología para transmitir a una distancia de 10m es Bluetooth con un porcentaje de error de la calidad en la amplitud de la señal de 2.43%, a distancia de 15m la mejor tecnología es RS-232 con 1.75% de error, a distancia de 20m la mejor tecnología es RF con 2.32%, a una distancia de 30m la

mejor tecnología es ZigBee con 2.25% y a una distancia de 60m la mejor tecnología es Bluetooth con 2,17% d error.

En la Tabla 86 se muestra el porcentaje de error total de la señal por cada tecnología.

**Tabla 86. Porcentaje de error de la resolución en la señal total**

Tecnologías	Porcentaje error promedio (%)				
	10m	15m	20m	30m	60m
Bluetooth	<b>2.43</b>	<b>3.42</b>	<b>3.51</b>	<b>3.32</b>	<b>2.17</b>
ZigBee	2.65	2.57	3.03	<b>2.25</b>	2.39
RF	<b>2.72</b>	2.24	2.32	2.32	<b>2,74</b>
RS-232	2.59	<b>1.75</b>	3.00	----	----

La amplitud de la señal ECG en promedio es de 2mV, que representa el 100% de la señal, para saber cuánto equivale el porcentaje de error de las diferentes tecnologías en las distintas distancias se hace una regla de tres.

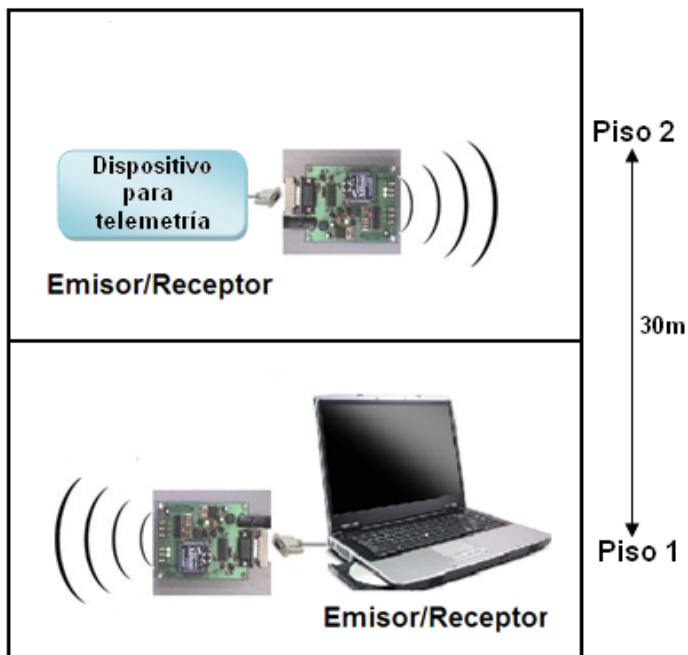
El porcentaje de error de la resolución en la calidad de la señal es de 2,65% con una desviación estándar de 0.47%

El porcentaje de error en la calidad de la resolución de la señal para las diferentes frecuencias cardiacas se encuentra es de 0%.

#### **4.2.4 Prueba sin línea de vista**

Cuando no existe línea de vista, es decir, los equipos se encuentran ubicados en diferentes pisos, ocurre que para una distancia de 10m, 15m, 20m y 30m si funciona la comunicación entre los dispositivos, pero para una distancia de 60m no funciona el establecimiento de conexión, ya que se tuvo q esperar el tiempo establecido en la primera prueba de 12 minutos pero nunca se sincronizaron los dispositivos; en la Figura 84 se observa la central de enfermería en el primer piso y el dispositivo en el segundo piso separados por una distancia de 30m.

Figura 84. Prueba de sincronización sin línea de vista a 15m



Por lo tanto se recomienda que se tenga una central de enfermería o de monitoreo por piso, a la cual se conecten diferentes dispositivos de telemetría de señales biológicas que permite la utilización de diferentes tecnologías.

#### 4.2.5 Características del sistema

Se analiza en la Tabla 87 los aspectos de de las señales biológicas en cuanto ancho de banda y amplitud.

Tabla 87. Características de las señales biológicas

Señales biológicas	Características	
	Ancho de banda (Hz)	Amplitud
Electroencefalograma (EEG):	DC-150	5-300 $\mu$ V
Potenciales evocados (PE):	1 – 2500 Hz	1 $\mu$ V
Electrocardiograma (ECG):	0.5-50Hz	0.5-3 mV
Electrocorticograma (ECoG):	1-50 Hz	20-100 mV
Electrooculograma (EOG):	DC-50Hz	50-3500 $\mu$ V
Electromiograma (EMG):	DC-10.000Hz	0.1-5 mV
Electroneurograma (ENG):	76Hz	0.5-8 $\mu$ V
Electroretinograma (ERG):	DC-50	0-900 $\mu$ V
Electrogastrograma (EGG):	DC-1	10-1000 $\mu$ V

El PIC 18f2550 posee 8 canales para la conversión análoga digital, los parámetros de disponibilidad del sistema propuesto se muestran en la Tabla 88.

**Tabla 88. Parámetros de disponibilidad del sistema propuesto**

Canales	Ancho de Banda de la señal (Hz)	Rango de amplitud de la señal (V)	Rango de frecuencia la señal análoga (Hz)	Sensibilidad del ADC (mV)	Muestreo (Muestras /s/Ch)
Para 1Ch	350	0 a 3,6	1 a 350	3,52	702
Para 2 Ch	175	0 a 3,6	1 a 350	3,52	350
Para 3 Ch	116	0 a 3,6	1 a 350	3,52	233
Para 4 Ch	87	0 a 3,6	1 a 350	3,52	174
Para 5 Ch	70	0 a 3,6	1 a 350	3,52	140
Para 6 Ch	58	0 a 3,6	1 a 350	3,52	116
Para 7 Ch	50	0 a 3,6	1 a 350	3,52	100
Para 8 Ch	43	0 a 3,6	1 a 350	3,52	86

## 5. CONCLUSIONES

- Para garantizar la continua y eficiente visualización de las señales biológicas ECG y temperatura corporal, se eligieron tres tecnologías inalámbricas (Bluetooth, RF, y ZigBee), permitiendo que la infraestructura física de los hospitales no tenga que ser modificada para la instalación del dispositivo, además se incorporó una tecnología alámbrica de respaldo y soporte al dispositivo.
- De acuerdo a las Tabla 27-Tabla 71, en las mediciones de 1 a 60 metros, las tecnologías Bluetooth, ZigBee y RF, no presentaron errores en cuanto a la duración de la señal y en consecuencia no hay errores en la frecuencia cardiaca que identifica el médico. Con la tecnología RS-232, las Tabla 72-Tabla 80 muestran que este margen de error es en el peor de los casos un 20%, por lo que se concluye que el médico puede estar seguro, que con 3 de sus 4 tecnologías, el análisis en tiempo de la señal en la interfaz de usuario corresponde realmente a la señal originada por el paciente.
- En cuanto a la fidelidad de la señal en su amplitud, Tabla 27-Tabla 80, se presenta que el máximo error se encuentra para valores de ECG de 0.5 mV y el mínimo valor de error en el caso de amplitudes de 2mV. Debido a que las señales ECG reales se encuentran entre 1.0 mV y 2.0 mV entonces, se espera que los errores estén alrededor del 1%, dato que es permisible en aplicaciones clínicas [25].
- De acuerdo a la Tabla 19, la selección del modelo matemático por ecuación Steinhart – Hart, brinda una satisfactoria precisión en la medición de la temperatura a partir del termistor NTC, ya que los valores presentados en la interfaz difieren sólo en un 1% de los valores medidos con un termómetro digital.



- Con la velocidad de transmisión trabajada en el proyecto (19200 bps), se pueden transmitir hasta 2 canales de electrocardiografía sin deterioro de la calidad de la señal, ya que en este caso la frecuencia de muestreo es de  $f_s=350$  m/s por canal con una conversión de 10 btis/m (el mínimo valor recomendado por MIT-BIH es de 200 m/s para una conversión de 8 bits [24]). En el caso de querer transmitir un tercer canal de ECG existen dos posibilidades: la primera es utilizar los 6 bits más significativos del segundo byte de transmisión de cada canal (Figura 59), de tal forma que se disponen de 12 bits para convertir el tercer canal de ECG; y la segunda consiste en aumentar la capacidad del canal, manteniendo la frecuencia de muestreo de 350m/s y 2 bytes para cada muestra ECG. Para transmisiones de más de 3 canales, es obligatorio aumentar el ancho de banda digital.

De acuerdo a la Tabla 26, podemos concluir en relación a las tecnologías:

- Como RS-232 es una tecnología de soporte que no permite transmisiones mayores a 20 metros, entonces se utilizaría cuando la habitación del paciente está muy cerca de la central de monitoreo.
- RF no se recomienda en el caso de interferencias externas como, navegación en Internet en el computador utilizado en la central de monitoreo, llamadas por celular o envío de mensajes de texto en la línea de vista entre el módulo de transmisión y la central, conexión por medio de Bluetooth con transferencia de canciones entre celulares o cuando se coloca un access point cerca a la central o dispositivo de transmisión.
- Las tecnologías Bluetooth y Zigbee, son inmunes a las interferencias externas enunciadas en el párrafo anterior.
- Bluetooth es la tecnología que presenta mejor desempeño para este tipo de aplicaciones debido a su tiempo de conexión (6 segundos) e inclusión de corrección de errores.

## 6. RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO

- Se sugiere volver la tecnología RF más robusta, es decir, que pueda ser codificada a la salida del PIC, así mismo, brindar implementación de sistema CRC para la comprobación de la información en la recepción de la tecnología RF para que no se pierda ningún dato en la transmisión.
- La selección del PIC también se contempló para que a futuro pueda implementarse la interfaz USB, ya que todos los dispositivos modernos vienen con esta tecnología.
- Se recomienda la implementación de una quinta tecnología que permita la comunicación de red de telemetría entre pisos, por ejemplo una tecnología que se base en la infraestructura de red celular.
- Una mejora que podría optarse es por la conmutación de tecnología, cuando una tecnología falle, se pueda establecer la comunicación automáticamente por parámetros de diseño (como la selección de tecnología por distancia).
- Se recomienda que se tenga una central de enfermería o de monitoreo por piso, a la cual se conecten diferentes dispositivos de telemetría de señales biológicas que permite la utilización de diferentes tecnologías.

## REFERENCIAS

- [1] ROJAS, Wilmer et. al. Diseño e implementación de un prototipo de transmisión vía RF para el análisis y supervisión de la señal cardíaca. [en línea] <http://www.utp.edu.co/php/revistas/ScientiaEtTechnica/docsFTP/123735151-156.pdf> [citado el 6 de Octubre de 2008]
- [2] BECERRA B., Juan Gabriel, ECG móvil por PC utilizando tecnología inalámbrica. Bogotá D.C., 2006. 194 p. Trabajo de grado (Ingeniería en telecomunicaciones). Universidad Militar Nueva Granada.
- [3] BALLESTEROS, Dora María. Sistema de Registro de Señales Neumológicas: SIREN. Memorias del II Congreso Internacional de la Región Andina ANDESCON 2004. Bogotá
- [4] M. Domínguez Durán, F. García Sigler et al., Sistema biométrico inalámbrico: ZigBee vs bluetooth. [en línea] [http://www.grupoisis.uma.es/index.php?option=com\\_docman&task=doc\\_view&gid=111](http://www.grupoisis.uma.es/index.php?option=com_docman&task=doc_view&gid=111) [citado el 6 de Octubre de 2008]
- [5] RODRÍGUEZ, José Manuel. Implementación de un sistema de monitorización de pacientes utilizando de las tecnologías Bluetooth y GSM. [en línea] <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=2065588> [citado el 6 de Octubre de 2008]
- [6] JURI, H. et. al. Sistema de monitoreo de parámetros fisiológicos en forma Remota. [en línea] <http://www.investigacion.frc.utn.edu.ar/gic/proy/telemedicina.pdf> [citado el 6 de Octubre de 2008]
- [7] MOOR, Claudius. Fraktale Sensoren und Bluetooth-Telemetriemodule für Pulsoximeter, EKG- und Schallerfassung. [en línea] [http://www.md-pro.de/tedianet/projektergebnisse/dgbmt\\_2004\\_corsience.pdf](http://www.md-pro.de/tedianet/projektergebnisse/dgbmt_2004_corsience.pdf) [citado el 20 Octubre de 2008]
- [8] Grupo de Investigación en Telemedicina de la Universidad Militar Nueva

Granada. Disponible en: <http://figum.umng.edu.co/site> [citada el 20 Octubre de 2008]

[9] Vélez H, et al. Fundamentos de Medicina. Manual de electrocardiografía. 5ta edición. Corporación para Investigaciones Biológicas. 2003

[10] Definición de Temperatura Corporal. [en línea] *latinut.net/documentos/deporte/manual/Capítulo%2007%20Termoregulación.doc* [citado el 20 Octubre de 2008].

[11] INFRARED DATA ASSOCIATION. IrDA. Características Generales. Disponible en: <http://fermat.eup.udl.es/~cesar/xc1/Treballs/IrDA-pres.ppt> [Citada el 20 Octubre de 2008].

[12] GSM ASSOCIATION. GSM World. Technology. GSM. [en línea]. Disponible en: <http://www.gsmworld.com/technology/gsm/index.htm> [Citada el 20 Octubre de 2008].

[13] COMTECH M2M. What is GPRS?. [en línea]. Disponible en: <http://www.comtechm2m.com/m2m-technology/gprs-tutorial.htm>. [citado el 25 Octubre de 2008]

[14] ANDREWS, Jeffrey. GHOSH, Arunabha. Fundamentals of wimax understanding broadband wireless networking. Prentice Hall, 2007. 449 p.

[15] BOCCUZZI, Joseph. Signal processing for wireless communications. McGraw Hill Companies, Inc. 2008. 537 p.

[16] COLERI ERGEN, Sinem. ZigBee/IEEE 802.15.4 Summary. [en línea]. Disponible en: <http://www.sinemergen.com/zigbee.pdf> [citado el 25 Octubre de 2008].

[17] OLIVÉ, Joaquim et. al. Instrumentación virtual: adquisición, procesado y análisis de señales. Edicions UPC, 2001. 373 p.

[18] National Instruments, Comunicación serial: conceptos generales. [en línea] Disponible en:

<http://digital.ni.com/public.nsf/allkb/039001258CEF8FB686256E0F005888D1>

[Citada el 3 de Noviembre de 2008].

[19] TIA-530-A (June 1992). [en línea]. Disponible en: <http://www.tiaonline.org/standards/catalog/search.cfm>. [Citada el 3 de Noviembre de 2008].

[20] QUINTERO, Salomón. Médico especialista en Urgencia e Internista. Hospital El tunal. Bogotá D.C. Colombia.

[21] ©Analog Devices, Inc., AD620. [en línea] Disponible en: [http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/AD620.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD620.pdf), [Creado 1999], [Citada el 3 de Noviembre de 2008].

[22] TOMASI, Wayne. Sistemas de comunicaciones electrónicas. 4° Edición. Pearson Educación, 2003. 935 p.

[23] FOROUZAN, Behrouz. COOMBS, Catherine. Y CHUNG, Sophia. Transmisión de datos y redes de comunicaciones. 2° Edición. McGraw Hill, 2002. 887 p.

[24] MIT-BIH database and Software Catalog. Disponible en: <http://ecg.mit.edu/dbinfo.html>. [Citada el 3 de agosto de 2009].

[25] Ondas, segmentos y espacios en el ECG. Disponible en: [http://www.clinica-unr.org/Educacion\\_distancia/Curso\\_ECG\\_01.htm](http://www.clinica-unr.org/Educacion_distancia/Curso_ECG_01.htm). [Citada el 4 de agosto de 2009].

[26] OGGERINO CHRIS, HIGH availability network fundamentals, Ciscopress.231p

[27] OSORIO, Kevin Andrés. MÁRQUEZ, Luís Eduardo. Libro de telemetría de señales biológicas. Bogotá D.C., 2009. Trabajo de grado (Ingeniería en telecomunicaciones). Universidad Militar Nueva Granada.

[28] INSTITUTO COLOMBIANO DE NORMAS TÉCNICAS Y CERTIFICACIÓN. Tesis y otros trabajos de grado, normas técnicas colombianas sobre documentación. Bogotá D.C. : ICONTEC, 2002

- [29] ZENG, Xiao-Jun y HONG, ZHI-LIANG. Design and implementation of a turbo decoder for 3g w-cdma systems. [en línea] Disponible en: [ieeexplore.ieee.org/](http://ieeexplore.ieee.org/) [Citada el 2 de febrero de 2009].
- [30] KRAIMECHE, Belka. Performance of a GSM/GPRS System Subject to Interference. [en línea] Disponible en: [ieeexplore.ieee.org/](http://ieeexplore.ieee.org/) [Citada el 2 de febrero de 2009].
- [31] CHUI, T., THALER, F., y SCANLON, W. Novel Channel Modeling Technique for Performance Analysis of Bluetooth Baseband Packets. [en línea] Disponible en: [ieeexplore.ieee.org/](http://ieeexplore.ieee.org/) [Citada el 2 de febrero de 2009].
- [32] SHIMIZU, Masahiko. et. al. New method of analyzing ber performance of gfsk with postdetection filtering. [en línea] Disponible en: [ieeexplore.ieee.org/](http://ieeexplore.ieee.org/) [Citada el 2 de febrero de 2009].
- [33] HANZO, Lajos y CHOI, Byoung-Jo. Near-Instantaneously Adaptive HSDPA-Style OFDM versus MC-CDMA Transceivers for WIFI, WIMAX, and Next-Generation Cellular Systems. [en línea] Disponible en: [ieeexplore.ieee.org/](http://ieeexplore.ieee.org/) [Citada el 2 de febrero de 2009].
- [34] La guía del diseñador para amplificadores de instrumentación. 2 ed. Bogotá D.C.: Editorial Analog Devices.
- [35] FOROUZAN, Behrouz. Transmision de datos y redes de comunicaciones. 4 ed. España: Editorial Mc Graw Hill / Interamericana de España. 2007. 844 p.
- [36] DVORKIN, Mario y CARDINALI, Daniel. Best & Taylor: Bases Fisiológicas de la Práctica Médica. 13 ed. Argentina: Editorial Médica Panamericana. 2003. 1107 p.