

**MEJORAMIENTO DE UN TENS CON FRECUENCIA CARDIACA Y
TRANSMISIÓN A UN EQUIPO REMOTO UTILIZANDO TECNOLOGÍA
ZIGBEE**

SERGIO RAFAEL MATTOS LUNA

**FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN MARTÍN
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES
BOGOTÁ
2010 I**

**MEJORAMIENTO DE UN TENS CON FRECUENCIA CARDIACA Y
TRANSMISIÓN A UN EQUIPO REMOTO UTILIZANDO TECNOLOGÍA
ZIGBEE**

SERGIO RAFAEL MATTOS LUNA
021095
SERGIO821@HOTMAIL.COM

MONOGRAFÍA

ASESOR TÉCNICO
ING. JOAQUIN FERNANDO SANCHEZ CIFUENTES

FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN MARTÍN
FACULTAD DE INGENIERÍA
PROGRAMA DE INGENIERÍA ELECTRONICA Y TELECOMUNICACIONES
BOGOTÁ
2010 I

Nota de aceptación

ING. JOAQUIN FERNANDO SANCHÉZ CIFUENTES
Asesor

ING. JESÚS RODOLFO ROJAS OSORIO
Jurado 1

ING. JORGE ALBERTO ARÉVALO ALDANA
Jurado 2

Bogotá D.C 9 de Junio 2010

A mi madre Fabiola Luna Salguero, que ha sido mi inspiración por apoyarme durante toda mi carrera y brindarme sus enseñanzas, su amor y su protección.

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus agradecimientos a:

Joaquín Sánchez Cifuentes, Ingeniero Electrónico y Telecomunicaciones y Docente de la Fundación Universitaria San Martín, por brindarme sus conocimientos y por sus valiosas orientaciones a lo largo del proceso de desarrollo de mi proyecto de grado.

Angélica Peña Pineda, Fisioterapeuta de la Universidad María Cano de Medellín, por su cooperación en el manejo y funcionamiento de los dispositivos de estimulación nerviosa eléctrica transcutánea, utilizado en diversas patologías.

CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN	15
1. PROBLEMA	16
2. JUSTIFICACIÓN	17
3. OBJETIVOS	18
3.1 OBJETIVO GENERAL	18
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
4. MARCO REFERENCIAL	19
4.1 ANTECEDENTES	19
4.1.1 Evolución Generador De Impulsos Eléctricos	19
4.2 MARCO CONCEPTUAL	20
4.2.1 Microcontrolador	20
4.2.2 Características del microcontrolador y dispositivo Polar®	21
4.2.3 Zigbee	22
4.2.4 Computador	23
4.2.5 Convertidor Trendnet	24
4.3 MARCO TEÓRICO	25
4.3.1 T.E.N.S	25
4.3.2 Electrocardiograma	28

4.3.3	Zigbee	30
4.4	ESTADO DEL ARTE	32
4.5	LIMITACIONES Y ALCANCES	32
5.	DISEÑO METODOLÓGICO	34
6.	DESARROLLO	35
6.1	TENS	35
6.2	TRANSMISOR Y RECEPTOR POLAR®	39
6.2.1	Transmisor	39
6.2.2	Receptor	40
6.3	ZIGBEE	46
6.3.1	Módulos y configuración	46
6.4	TARJETA de CONTROL	49
6.4.1	Microcontrolador	50
6.4.2	Zigbee	53
6.4.3	Salida señales Tens y entrada datos Polar®	53
6.5	SOFTWARE DE CONTROL	55
6.6	PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN DEL SISTEMA TENS	56
7.	PRUEBAS Y RESULTADOS	60
7.1	prueba de la frecuencia cardíaca	60
7.1.1	Prueba de Receptores Polar® y un Transmisor T31	61

7.2	pruebas del tens	62
7.2.1	Señal Continua	62
7.2.2	Señal pulsatil	63
7.2.3	Señal Modulada	65
7.3	prueba protocolo zigbee	66
8.	CONCLUSIONES	67
9.	RECOMENDACIONES	69
	GLOSARIO	70
	BIBLIOGRAFÍA	73

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Características módulo XBee	23
Tabla 2. Requerimientos hardware	24
Tabla 3. Características Trendnet	25
Tabla 4. Configuración de los pines	40
Tabla 5. Configuración Xbee	46
Tabla 6. Configuración de puertos	50
Tabla 7. Configuración pines Somet RJ45	54
Tabla 8. Comando de afirmación de datos	57
Tabla 9. Descripción de comandos función SC y TC	58
Tabla 10. Descripción de la función tarjeta controladoras y software de control	59

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Primer Tens	19
Figura 2. Tens Actuales	20
Figura 3. Transmisor y Receptor Polar	21
Figura 4. Zigbee	22
Figura 5. Configuración Xbee	22
Figura 6. Computador básico	24
Figura 7. Cable Trendnet serial a USB	24
Figura 8. Corriente galvánica	25
Figura 9. Corriente difásica fija MF	26
Figura 10. Corriente monofásica fija MF	26
Figura 11. Parámetros que definen una corriente eléctrica	27
Figura 12. Puntos motores musculares.	28
Figura 13. Estructura general acondicionador de señales	29
Figura 14. Aplicaciones generales de zigbee	31
Figura 15. Tens SAMMS Professional	32
Figura 16. Prototipos de Tens	35
Figura 17. Hardware de los Tens	35
Figura 18. Diseño del Tens	36
Figura 19. Diseño Tens controlado por tarjeta controladora	36
Figura 20. Señales del Tens	37
Figura 21. Señal continua	37
Figura 22. Señal pulsátil	38
Figura 23. Señal modulada	38
Figura 24. Transmisor polar T31	39
Figura 25. Receptor polar RE07S PSNI NC	40
Figura 26. Configuración receptor polar	40
Figura 27. Montaje del receptor	41
Figura 28. Datos receptor por el osciloscopio	41

Figura 29. Esquema polar	42
Figura 30. Simulador cardiaco y reloj Polar	44
Figura 31. Señal receptor polar y interrupción microcontrolador	45
Figura 32. Señal receptor A y señal microcontrolador B	45
Figura 33. XBee pro serie 1	46
Figura 34. Modulo de programación y recepción	47
Figura 35. Descripción modulo de programación y recepción	48
Figura 36. Software X-CTU en para configurar	48
Figura 37. Configuración Xbee	49
Figura 38. Diagrama esquemático tarjeta controladora.	49
Figura 39. Microcontrolador GT60	50
Figura 40. Diagrama del programa microcontrolador	52
Figura 41. Xbee tarjeta controladora	53
Figura 42. Conector para las señales Tens y recepción de datos polar	53
Figura 43. Tarjeta controladora	55
Figura 44. Interfaz de usuario	55
Figura 45. Prueba Frecuencia cardiaca en Software	60
Figura 46. Prueba con dos receptores polar un transmisor T31	61
Figura 47. Prueba señal continua paciente 1	62
Figura 48. Señal continúa del Tens paciente 1	63
Figura 49. Prueba señal pulsátil paciente 1	64
Figura 50. Señal pulsátil del Tens paciente 1	64
Figura 51. Prueba señal modulada paciente 1	65
Figura 52. Señal modulada del Tens paciente 1	65
Figura 53. Prueba protocolo para zigbee en X-CTU	66

LISTA DE ECUACIONES

	pág.
Ecuación 1. Tiempo de pulso	42
Ecuación 2. Frecuencia Cardiaca	43
Ecuación 3. Promedio filtrado reloj polar	61

LISTA DE ANEXOS

Los siguientes anexos se encuentran en formato digital contenidos en el CD de la monografía.

Anexo A. Datasheet de cable trendnet

Anexo B. Datasheet receptor Polar

Anexo C. Datasheet de X-CTU

Anexo D. Datasheet de Xbee serie 1

Anexo E. Datasheet Microcontrolador GT60.

Anexo G. Programa de la interfaz grafica.

RESUMEN

Este proyecto es una de las soluciones al mejoramiento de la estimulación nerviosa transcutánea (TENS), cuenta con tres salidas independientes optimizando su funcionamiento y abarcando una mayor área de trabajo sobre los pacientes. Contiene la unificación de varias tecnologías logrando el objetivo específico; estas tecnologías son: un dispositivo zigbee que ayuda a la movilidad del equipo aprovechando la distancia de comunicación entre el dispositivo, ya que los pacientes son ubicados en diferentes lugares de consulta, y permitiendo un mejor manejo del equipo. El sistema de monitoreo polar es un dispositivo que ayuda a captar las señales cardíacas y que por medio de éste se podrá monitorear el ritmo cardíaco del paciente durante el tratamiento en la sesión de fisioterapia.

Una tarjeta de control se encargará de generar las tres señales de forma independiente de cada salida de los Tens, maneja los tiempos de los dispositivos, hace la comunicación entre la interfaz de usuario y envía los datos que entrega el dispositivo polar hacia la interfaz gráfica. Mediante la interfaz gráfica de usuario se podrá manejar la tarjeta de control modificando los tres tipos de señales, iniciar la sesión, pausarla, finalizarla; ajustar el tiempo de inicio y final de cada dispositivo y observar el ritmo cardíaco de cada paciente. En caso de un aumento o disminución del ritmo cardíaco se enviará un mensaje de alerta para que un médico pueda asistir al paciente.

INTRODUCCIÓN

El proyecto tiene como finalidad mejorar las características de un Tens convencional que está conformado por dos salidas que genera tres tipos de señal: continua, pulsátil y modulada, que son usadas en la terapia. Ya que este dispositivo en gran parte es el encargado para la recuperación de múltiples y complejas patologías que son atendidas en los consultorios de terapia física, donde en ocasiones al estimular los pacientes entran en un estado de shock ocasionando arritmia cardíaca (alteraciones del ritmo cardíaco) estas alteraciones cardíacas pueden ser con ejercicio físico, con las emociones, con el estrés o con la presencia de algunas enfermedades o por la estimulación de nervios sensitivos que puede ocasionar graves lesiones como generar un paro cardíaco.

En los consultorios de terapia física hoy en día no se cuenta con una herramienta de seguridad de trabajo adecuada como la que se piensa implementar, ya que las soluciones que tiene para este problema son de costos muy elevados y normalmente las entidades no compran estos equipamientos. La propuesta consiste en un equipo de electro estimulación con unas mejores cualidades en rendimiento adicionándole un electro cardiograma con tecnología polar. De esta forma se podrá monitorear la frecuencia cardíaca, además se desarrollara un sistema de monitoreo inalámbrico obteniendo movilidad y una mayor seguridad sobre el paciente mejorando información y dominio para el tratamiento de parte del fisioterapeuta. El dispositivo de control le indicará en que etapa de la terapia se encuentra y podrá examinar esta información por medio de la interfaz de usuario. Para que el proyecto sea viable se aprovecha el bajo costo de las tecnologías a implementar que se encuentran en el mercado actualmente, utilizando la tecnología de recepción Polar y dispositivos zigbee para la comunicación, actualmente existen múltiples aplicaciones en el ámbito de las comunicaciones inalámbricas, y se aprovecharán las cualidades que tiene estos dispositivos para la transmisión de datos.

1. PROBLEMA

La Fundación Universitaria San Martín tiene como uno de sus objetivos primordiales buscar el beneficio de la sociedad y al identificar uno de los problemas con una posible solución mediante los conocimientos previos que sean adquiridos en el transcurso de la carrera, surge la necesidad de desarrollar un proyecto para el bienestar de la sociedad. El proyecto tiene como finalidad el mejorar las características de un Tens (Estimulación nerviosa transcutánea), ya que este dispositivo en gran parte es el encargado para la recuperación de múltiples y complejas patologías que son atendidas en los consultorios de terapia física y que en ocasiones al estimular los pacientes entran en un estado de shock ocasionando arritmias cardíacas donde puede llegar hasta un paro cardíaco del paciente, esto es debido a la estimulación de nervios sensitivos. Generalmente estos problemas se presentan por que los consultorios de terapia física no disponen de algún dispositivo para monitorear el ritmo cardíaco del paciente.

Además los consultorios de terapia física no poseen un sistema que controle el tiempo de cada paciente ocasionando dolor en la zona tratada por el dispositivo, esto sucede por la cantidad de personas que son atendidas cada hora en estos lugares, y asimismo de desarrollar otras labores como evolucionar el paciente y la programación de las citas que las realiza el fisioterapeuta, perdiendo el control de la sesión del paciente.

2. JUSTIFICACIÓN

La propuesta para solucionar el problema planteado consiste en un equipo de electro estimulación adicionándole un ECG (monitor de frecuencia cardiaca) y un control de monitoreo inalámbrico, de esta forma se obtiene en el paciente una mayor seguridad y un mejor bienestar, para esto se aprovechan los bajos costos de las tecnologías a implementar que se encuentran en el mercado para el desarrollo del proyecto. Ya que en la actualidad el costo de cada uno de los equipos de ECG, sistema de control de tiempo, por aparte son muy elevados hace difícil el adecuar los consultorios.

Solucionando esto el paciente tendrá una mayor seguridad donde el fisioterapeuta obtendrá una mejor información y dominio sobre la terapia del paciente, ya que el dispositivo de control le indicará en que etapa de la terapia se encuentra y podrá examinarlo mediante el visualizador en caso de que el paciente lo requiera. Para esto el dispositivo contará con una comunicación inalámbrica llamada zigbee que facilitara la movilidad del equipo por el consultorio y se aprovechará el bajo consumo de energía y la gran distancia a la que puede transmitir los datos, además la posibilidad de desarrollar una red para un mayor cubrimiento, en la actualidad existe una gran cantidad de estándares que permite todo tipo de aplicaciones en el ámbito de las comunicaciones inalámbricas, las mismas que permiten grandes tasas de transferencias de audio, video, datos, sin embargo, este estándar es poco utilizado en la universidad y por medio de este proyecto se dejará un desarrollo para que los estudiantes puedan comprender el funcionamiento de zigbee y poder aplicarlo a futuros proyectos para la universidad.

3. OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GENERAL

Diseñar e implementar un sistema de monitoreo para un Tens con frecuencia cardiaca y transmisión a un equipo remoto utilizando tecnología Zigbee.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar los tipos de señales que genera un Tens
- Diseñar un circuito que genere las mismas características obtenidas para el funcionamiento del Tens actual.
- Implementar el diseño planteado con los elementos más viables para el funcionamiento óptimo del mismo.
- Realizar pruebas del equipo maestro diseñado con el fin de lograr el buen desempeño del mismo.
- Implementar en el diseño un ECG (electrocardiograma) con un T31 para tener un mayor control sobre el paciente en el momento de la electro estimulación.
- Realizar una transmisión Zigbee para comunicarse con el control remoto.
- Diseñar e implementar una interfaz de aplicación visual en un computador (control remoto) para monitorear el paciente.
- Transmitir señales de equipo maestro al control remoto.
- Mostrar la visualización del control remoto en un computador.
- Realizar un manual de usuario del equipo.

4. MARCO REFERENCIAL

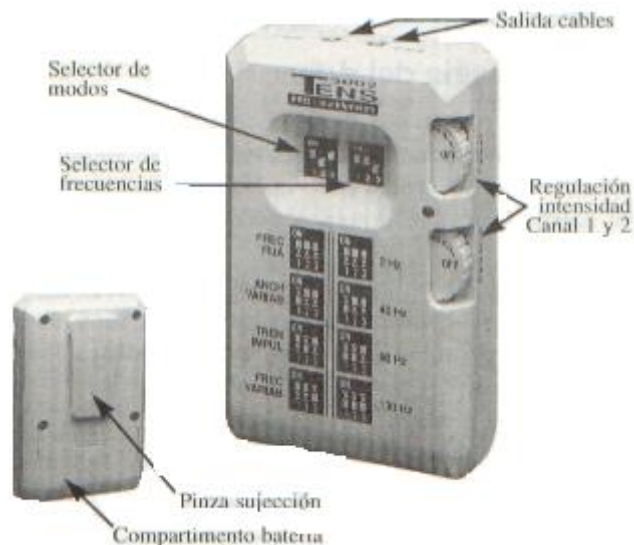
4.1 ANTECEDENTES

La estimulación eléctrica del nervio periférico con electrodos de superficie a través de la piel, mediante equipos portátiles, se conoce bajo el nombre de T.E.N.S. desde el año 1.970, fecha en la que aparecieron los primeros T.E.N.S. portátiles, este método de la analgesia eléctrica se ha ido incrementando día a día gracias a su sencillez de manejo eficacia y carencia de efectos indeseados.

Aunque la aplicación de la electricidad con fines antiálgicos tiene numerosos antecedentes históricos, fueron los trabajos de Melzack y Wall (Gate Control Theory) y la profundización sobre el conocimiento de las características de las fibras aferentes del nervio periférico los que sirvieron para sentar las bases neurofisiológicas de la analgesia moderna (ELICOM, 2008).

4.1.1 Evolución Generador De Impulsos Eléctricos

Figura 1. Primer Tens



(ELICOM, 2008)

En la figura 1 se tiene el primer Tens el cual incorpora los mandos para regular los diferentes parámetros de estimulación con dos salidas de la misma señal, unas perillas que están ubicadas horizontalmente de modo que pueda variar la intensidad de la corriente y de muy poco peso, fácil de manejar y transportar, el sistema de alimentación es por medio de pila de 9V y suele incorporar una pinza que permite colgarlo del cinturón.

El dispositivo PRO T.E.N.S. de la figura 1 presenta una frecuencia alta pero con intensidades bajas su frecuencia es de 75 a 100 Hz duración del estímulo es de 50 a 125 ms. Estos parámetros permiten estimular las fibras del grupo II, (fibras gruesas A Beta y Gamma tacto y tono muscular respectivamente) (Neuromuscular, 2008).

Figura 2. Tens Actuales



(Neuromuscular, 2008)

El dispositivo Tens 3000 de la figura 2 tiene tres modalidades, que son: Chorro, Constante y modulado; 2 Modos EMS (Estimulación muscular nerviosa): Sincronizado y Alternado. Doble canal para uso de 4 electrodos. Modo de tiempo ajustable y la unidad se apaga, magnifico para rehabilitación y también para dolor, así como para deportes comunes en dolor de espalda, cuello, parto, articulaciones artritis, después de una operación post-traumático agudo o crónico (Neuromuscular, 2008).

4.2 MARCO CONCEPTUAL

4.2.1 Microcontrolador

El microcontrolador Motorola de la familia HCS08 ejecutará las siguientes tareas:

- Generar las señales principales que contiene un Tens
- Contador de tiempo de cada señal
- Modificación de las señales

- Recepción y cálculo de la frecuencia cardiaca

4.2.2 Características del microcontrolador y dispositivo Polar®

Este dispositivo de alto rendimiento está optimizado para la extrema economía de funcionamiento. Las características del GT60 miembro de la familia HSC60 son: Múltiples modos de gestión de consumo de energía, un modo de power-down de 20 nanoampers (nA), función auto-wakeup desde modo "stop" que ayude a reducir costos, consumo de potencia a 0.7 microamperios (uA), una CPU a 40 MHz y un bus a 20MHz a 2,1V, CPU 16 MHz / bus 8 MHz a 1,8 V, un ICG (Internal Clock Generator) programable con compensación de temperatura y voltaje, con una desviación máxima del 2%, reprogramación de flash a través de la propia aplicación y almacenamiento de datos a través de tecnología flash de 0,25 micrones de tercera generación (Semiconductor, 2008).

Por medio de un transmisor Polar® T31 que es un cinturón elástico con precisión en el pecho y con un sistema de transmisión no codificada, bloquea las señales indeseables provenientes de otros dispositivos eléctricos, asegurando la transmisión inalámbrica de los datos de ritmo cardíaco libre de interferencias, estos datos transmitidos llegan a un receptor Polar®, donde entrega la cantidad de pulsos generados por el corazón, para luego ser entregarlos al microcontrolador tendrá la siguiente función. Ver la figura 3 para el dispositivo Polar®

Figura 3. Transmisor y Receptor Polar®



(Electro, 2009)

Al examinar la frecuencia cardiaca del paciente, y en caso de tener alguna alteración la tarjeta de control emitirá un aviso de alarma al fisioterapeuta.

Esta primera parte se desarrolla con el GT60 que es miembro de la familia HSC60 donde su característica distintiva es Flash de 60K byte.

4.2.3 Zigbee

Mediante este dispositivo se genera la transmisión de la base al control remoto inalámbrico que se generará por medio del módulo XBee serie 1 (ver figura 4).

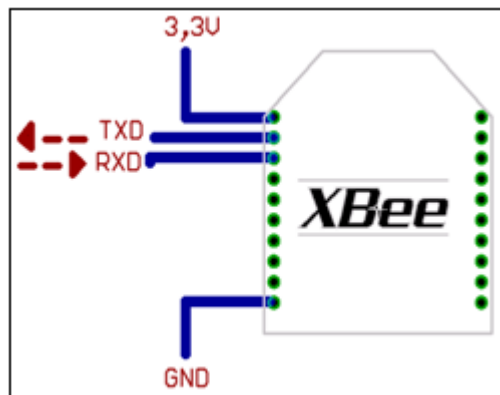
Figura 4. Zigbee



(Electronics, 2009)

El circuito básico para el Xbee que se observa en la figura 5 muestra las conexiones mínimas que necesita el módulo Xbee para poder ser utilizado. Luego de esto, se configura según el modo de operación, que son coordinador, router y dispositivo final.

Figura 5. Configuración Xbee



(Electronics, 2009)

El módulo Xbee requiere una alimentación de 2.8 a 3.4 V, la conexión a tierra y las líneas de transmisión de datos por medio del UART (TXD y RXD) para comunicarse con un microcontrolador, o directamente a un puerto serial utilizando algún convertidor adecuado para los niveles de voltaje (Electronics, 2009).

Tabla 1. Características módulo XBee

Rendimiento	Alcance en ambientes interiores/zonas urbanas	hasta 100' (30 m)
	Alcance de RF en Línea de Visión para ambientes exteriores	hasta 300' (100 m)
	Potencia de Salida en Transmisión	1 mW (0 dBm)
	Régimen RF de datos	250,000 bps
	Sensibilidad del Receptor	-92 dBm (1% PER)
Requerimientos de Potencia	Suministro de Voltaje	2.8 – 3.4 V
	Corriente de Transmisión (típico)	45 mA @ 3.3 V
	Corriente de Recepción (típico)	50 mA @ 3.3 V
	Corriente Power-Down	< 10 μ A
Información	Frecuencia	ISM 2.4 GHz
General	Dimensiones	0.960" x 1.087" (2.438cm x 2.761cm)
	Temperatura de Operación	-40 to 85° C (industrial)
	Opciones de Antena	Conector U.FL, Antena Chip, o alambre de antena
Trabajo en Red y Seguridad	Topologías permitidas en la Red	Punto a Punto, Punto a Multipunto, Igual a Igual y Mesh
	Número de Canales	16 Canales de Secuencia Directa (software seleccionable)
	Capas de Filtración de la Red	PAN ID & Direcciones 64-bit

(Electronics, 2009)

4.2.4 Computador

Un computador será el medio por el cual se desarrolla la interfaz gráfica mediante el software Visual Basic, donde la programación permitirá visualizar y monitorear el sistema del Tens con el monitor cardiaco Polar®, para que la interfaz funciones, uno de los dispositivos de Xbee se debe conectar al puerto serial, en caso que se conecte en un portátil será por el puerto USB mediante el cable USB a serial TU-S9 de TRENDnet. Por consiguiente se configura el dispositivo para que se pueda comunicar de forma correcta. La computadora será parte esencial del proyecto ya que por medio del software se podrá controlar el Tens y observar el ritmo cardiaco. Los requerimientos mínimos de instalación del software son: Windows2000; Windows 2000 Advanced Server; Windows 2000 Professional Edition; Windows 2000 Server; Windows 98; Windows 98 Second Edition; Windows ME; Windows NT; Windows Server 2003; Windows XP; Windows XP Home Edition; Windows XP Media Center Edition; Windows XP Professional Edition; Windows XP Tablet PC Edition millennium (Controls, 2010).

Tabla 2. Requerimientos hardware

Procesador	Pentium 150 MHz o superior
Memoria	128 MB de RAM (más memoria mejora el funcionamiento)
Disco Duro	Instalación típica aproximadamente 295 MB de espacio libre
Periférico	CD-ROM, Teclado, Mause,RS232, Puerto USB

(Compugreiff, 2009)

Figura 6. Computador básico



(Compugreiff, 2009)

4.2.5 Convertidor Trendnet

Este convertidor de referencia TU-S9 de USB a Serial le permite conectar un dispositivo serial RS-232 de un módem a puerto USB del computador (TRENDnet., 2009).

Figura 7. Cable Trendnet serial a USB



(TRENDnet., 2009)

Principales características del dispositivo de Trendnet.

Tabla 3. Características Trendnet

Compatible con las especificaciones USB 1.1
Admite interfaz serial RS-232
Admite hasta una transferencia de datos de 500kbps
Detecta una condición de suspensión USB
Compatible con Windows 98SE/ME/2000/XP(32/64-bit)/Vista (32/64-bit) Mac 10.1~10.5
Se instala como un puerto COM de Windows estándar, señales de control de módem Full RS-232 , señales de datos RS-232; TxD, RxD, RTS, CTS, DSR, DTR, DCD, RI, GND
Admite BUS-Power, no requiere de adaptador eléctrico externo
Con funcionalidad Plug & Play y fácil instalación
Consumo eléctrico: 500mA (máx)

(TRENDnet., 2009)

Ver anexo A. para encontrar mayor información

4.3 MARCO TEÓRICO

4.3.1 T.E.N.S

El T.E.N.S.(estimulación nerviosa transcutánea) es una técnica analgésica basada en la aplicación local de unos impulsos eléctricos originados en un generador, y transmitidos a la superficie de la piel mediante unos electrodos provistos de un gel facilitador de la conducción, los tipos de corrientes se clasifican en tres que son las galvánicas, bifásicas fijas, monofásica fija. Para dolores bioquímicos pueden utilizarse la corriente galvánica, DF, MF, UR o cualquier otra diseñada y construida sobre el estimulador atribuyéndole el porcentaje deseado en componente galvánico. La intensidad de la corriente debe estar limitada por el nivel de tolerancia del paciente a la corriente y el límite de seguridad en densidad de 0,1 mA/cm² de la galvánica o del componente galvánico en las pulsadas (Martín, 2004).

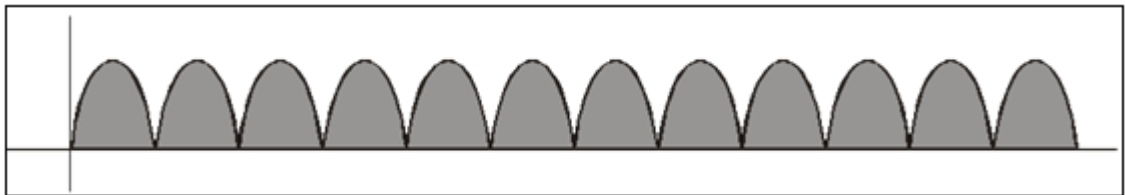
Figura 8. Corriente galvánica



(Neuromuscular, 2008)

Las corrientes galvánicas como se muestra en la figura 8 implican un flujo sostenido de electrones desde el polo negativo al positivo, sin cambio de polaridad y con la intensidad que se ajuste a la dosis requerida por el tratamiento. La corriente galvánica continua se utiliza principalmente en la aplicación de iontoforesis.

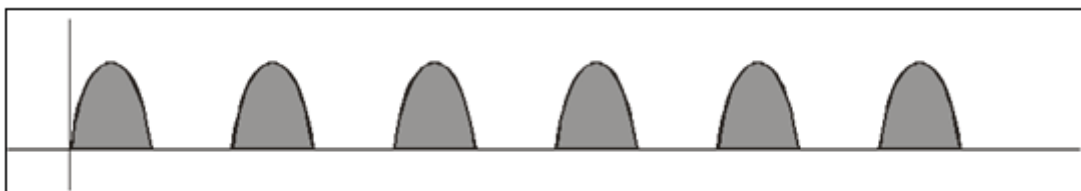
Figura 9. Corriente bifásica fija MF



(Martín, 2004)

Las corrientes diadinámicas han sido utilizadas profusamente desde que Bernard (su creador) las introdujo como innovación en el mundo de la electroterapia. Difásica fija, frecuencia a 100 Hz. Efectos analgésicos parecidos a los del Tens ver figura 9 (Martín, 2004).

Figura 10. Corriente monofásica fija MF



(Martín, 2004)

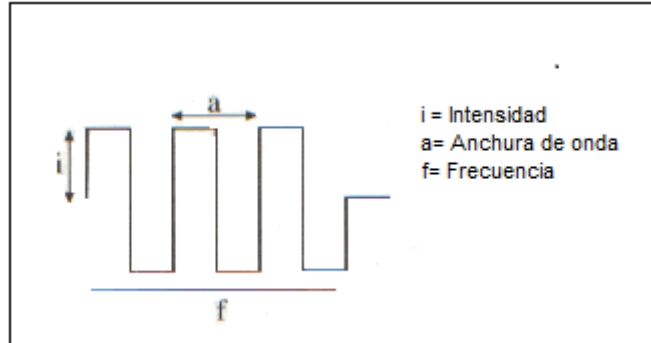
Monofásica fija. Frecuencia a 50 Hz, útil para lograr una buena contracción muscular monofásica fija y difásica fija a intervalos de un segundo, se consigue un efecto de bombeo muscular y analgésico ver figura 10 (Martín, 2004).

Los parámetros que definen una intensidad, frecuencia y anchura de onda ver figura 11 (Enrique, 2008).

- Intensidad: “Determina los miliamperios que aplicamos durante la estimulación. Su control se realiza por medio de un potenciómetro de rueda o mediante pulsador”.
- Frecuencia: Indica el número de pulsos por segundo de la corriente de estimulación. Los equipos, deben disponer, al menos, de mandos que permitan seleccionar entre el modo de media o baja frecuencia, y de la posibilidad de modular ésta última.

- Anchura de onda: Define el tiempo de duración de un impulso medido en μseg . Su modulación automática evita la pérdida del efecto placebo.

Figura 11. Parámetros que definen una corriente eléctrica

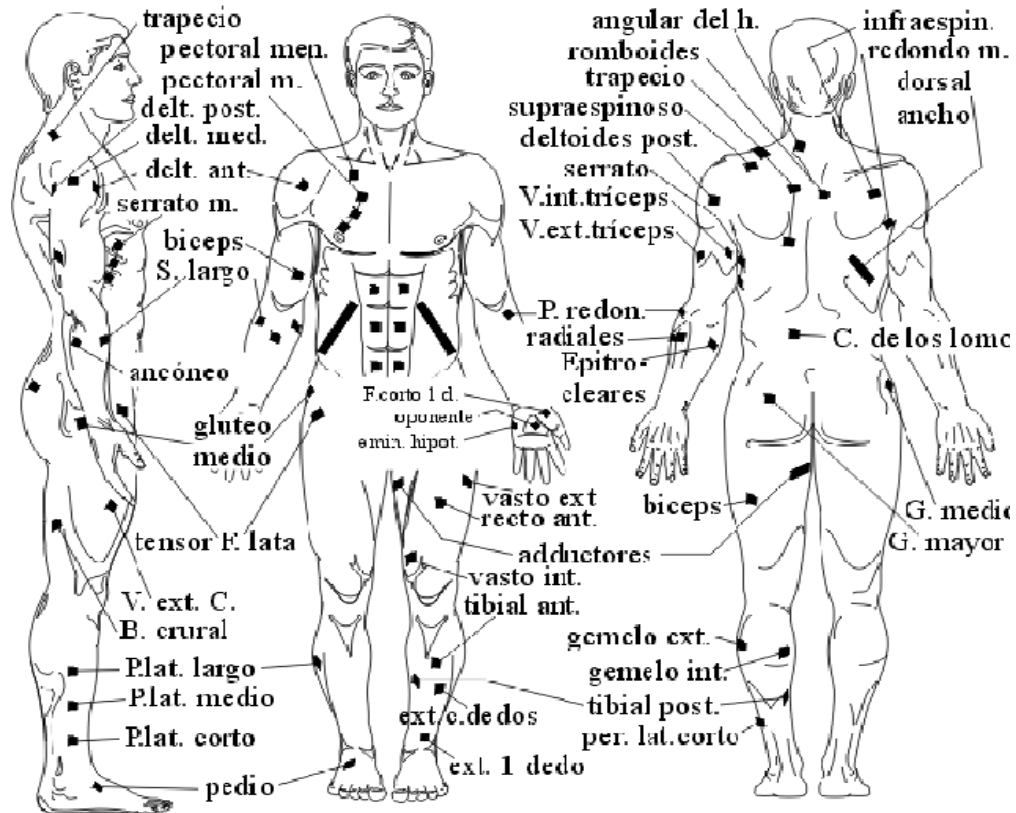


(Enrique, 2008)

El componente galvánico de la corriente anterior es del 28,5%, bastante importante como para generar cambios electroquímicos bajo los electrodos, se considera como generadoras de quemaduras. El polo (-) favorece el trofismo y alcaliniza el medio, muy adecuado para los procesos con bajo nivel inflamatorio y acumuló de catabolitos. El polo (+) reduce la actividad metabólica, coagula y reduce la hiperexcitabilidad de las terminaciones nerviosas generadoras de dolor. Dado el 28% de componente galvánico, se debe considerar el tamaño de los electrodos, la densidad de energía por cm^2 y el tiempo, es decir, la dosificación adecuada, tema todavía no resuelto en la electroterapia hasta que no se cambien los parámetros de medida en los estimuladores. No obstante (y por puro empirismo de todo los días), si el 28% de la intensidad leída no supera la densidad de 1 mA/cm^2 , se puede aplicar de 15 a 20 minutos, intensidad teórica de seguridad (Fisioterapeuta, 2008).

Estímulo sensitivo, la frecuencia es de 142,8 Hz, frecuencia con alta capacidad para estimular las fibras nerviosas exteroceptivas rápidas provocando el efecto puerta y el reflejo cutivisceral para el aumento de riego y vasodilatación. Dado el fuerte componente sensitivo, no es fácil que el paciente tolere el máximo teórico permitido en intensidad. No se debe aplicar sobre o cerca de implantes metálicos, ya que por su efecto electroforético, la placa provocaría en el interior orgánico electrólisis, y su consiguiente quemadura electroquímica. Los electrodos deben alejarse del implante metálico o en doprótisis al menos una distancia que nos garantice que el campo eléctrico no se desviará hasta el metal (de 15 a 20 cm). Los puntos motores musculares se localizan sobre el musculo en uno varios puntos. La técnica a utilizar para estimularlos debe ser la monopolar con electrodo puntual o pequeño ver la figura 12 (Fisioterapeuta, 2008).

Figura 12. Puntos motores musculares.



(Fisioterapeuta, 2008)

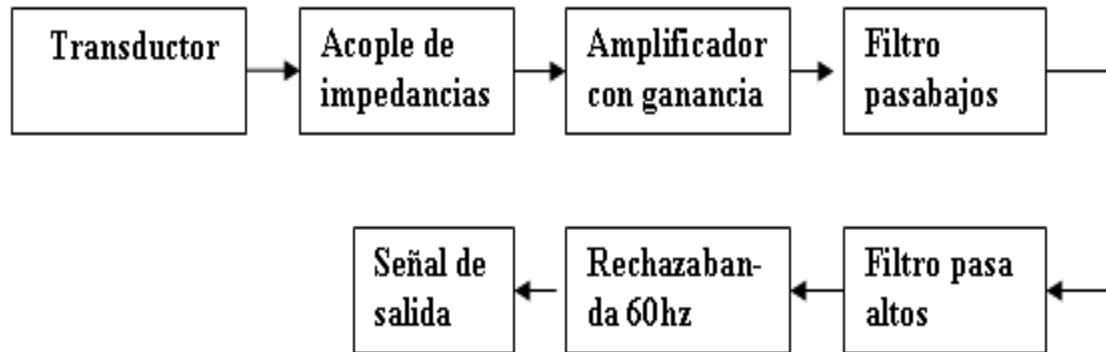
4.3.2 Electrocardiograma

El electrocardiograma (ECG) es un registro gráfico de los potenciales eléctricos producidos por el tejido cardíaco. El corazón es singular entre los músculos del cuerpo humano que posee la propiedad de la formación de un impulso automático y una contracción rítmica. El impulso eléctrico se produce en el sistema de conducción del corazón; la excitación de las fibras musculares de todo el miocardio resulta en la contracción cardíaca. La producción y conducción de estos impulsos eléctricos originan pequeñas corrientes eléctricas que se propagan a todo el cuerpo. El ECG se obtiene colocando electrodos en varios sitios de la superficie del cuerpo, que se conectan al aparato de registro. Las conexiones del aparato son de tal manera que una deflexión hacia arriba indica un potencial positivo y una deflexión dirigida hacia abajo indica un potencial negativo (Universidad de Guadalajara Alfredo Jiménez Barragán, 2008).

También se destaca, el problema que conlleva la amplitud tan pequeña de las señales bioeléctricas. Las potenciales bioeléctricas del ser humano son

magnitudes que varían con el tiempo. Los valores de dicha medida pueden variar entre distintos individuos por diversos factores. Por ejemplo, en un ECG la magnitud de un paciente, puede variar entre 0.5mV-4mV, nivel estimado para el ECG.

Figura 13. Estructura general acondicionador de señales



(Biolaectricas, 2008)

Los requerimientos de diseño son los siguientes ver figura 13:

La señal de ECG tiene componentes relevantes solo entre 0.05 Hz y 150 Hz

- Los valores de la señal en la piel oscilan en pocos milivoltios (entre unos 0.5 y 10mV como máximo).
- Ganancia de aproximadamente 1000.

Con estos datos se deberá saber que ancho de banda debe tener el circuito, y la ganancia que este deberá presentar.

Otras consideraciones importantes:

- CMRR (razón de rechazo al modo común) lo más alto posible.
- Resistencia de entrada de aproximadamente $2M\Omega$ o superior para obtener un acople de impedancias y no atenuar la señal. (Universidad de Guadalajara Alfredo Jiménez Barragán, 2008)

4.3.3 Zigbee

ZigBee es un estándar de comunicaciones inalámbricas diseñado por la ZigBee Alliance. No es una tecnología, sino un conjunto estandarizado de soluciones que pueden ser implementadas por cualquier fabricante. ZigBee está basado en el estándar IEEE 802.15.4 de redes inalámbricas de área personal (wireless personal area network, WPAN) y tiene como objetivo las aplicaciones que requieren comunicaciones seguras con baja tasa de envío de datos y maximización de la vida útil de sus baterías (Guru, 2007).

Algunas de las características de ZigBee son ver figura 13:

- ZigBee opera en las bandas libres ISM (Industrial, Scientific & Medical) de 2.4GHz, 868 MHz (Europa) y 915 MHz (Estados Unidos). y en Colombia con la expedición de la resolución 689 del 21 de abril de 2004 considerada como “norma inalámbrica unificada”, permite la libre utilización de sistemas inalámbricos de baja potencia en esa banda.
- Tiene una velocidad de transmisión de 250 Kbps y un rango de cobertura de 10 a 75 metros.
- A pesar de coexistir en la misma frecuencia con otro tipo de redes como WiFi o Bluetooth su desempeño no se ve afectado, esto debido a su baja tasa de transmisión y, a características propias del estándar IEEE 802.15.4.
- Capacidad de operar en redes de gran densidad, esta característica ayuda a aumentar la confiabilidad de la comunicación, ya que entre más nodos existan dentro de una red, entonces, mayor número de rutas alternas existirán para garantizar que un paquete llegue a su destino.
- Su topología de malla (MESH) permite a la red auto recuperarse de problemas en la comunicación aumentando su confiabilidad.
- Es un protocolo de comunicación multi-salto, es decir, que se puede establecer comunicación entre dos nodos aún cuando estos se encuentren fuera del rango de transmisión, siempre y cuando existan otros nodos intermedios que los interconecten, de esta manera, se incrementa el área de cobertura de la red. (Inalámbricos, 2008).

Figura 14. Aplicaciones generales de zigbee



(Guru, 2007)

Una red Zigbee la forman básicamente 3 tipos de elementos. Un único dispositivo Coordinador, dispositivos Routers y dispositivos finales (end points).

El Coordinador: Es el nodo de la red que tiene la única función de formar una red, es el responsable de establecer el canal de comunicaciones y del PAN ID (identificador de red) para toda la red. Una vez establecidos estos parámetros, el Coordinador puede formar una red, permitiendo unirse a él a dispositivos Routers y End Points. Una vez formada la red, el Coordinador hace las funciones de Router, esto es, participar en el enrutador de paquetes y ser origen y/o destinatario de información.

Los Routers: Es un nodo que crea y mantiene información sobre la red para determinar la mejor ruta para transmitir un paquete de información. Lógicamente un router debe unirse a una red Zigbee antes de poder actuar como Router retransmitiendo paquetes de otros routers o de End points.

End Device: Los dispositivos finales no tienen capacidad de enrutar paquetes, deben interactuar siempre a través de su nodo padre, ya sea este un Coordinador o un Router, es decir, no puede enviar información directamente a otro end device. Normalmente estos equipos van alimentados a baterías. El consumo es menor al no tener que realizar funciones de enrutamiento

4.4 ESTADO DEL ARTE

Figura 15. Tens SAMMS Professional



(TENS, 2008)

En la figura 15 se tiene un Tens de última generación que contiene (TENS, 2008)

- 25 Programas para control del dolor.
- 12 programas con acción analgésica de acuerdo al mecanismo del gate control (estimulación selectiva del diámetro más alto de las fibras nerviosas).
- 5 programas con acción analgésica, de acuerdo a la hiper secreción estimulada de endorfinas.
- 3 programas “Burst“ TENS que integran la acción analgésica con un masaje suave.
- 2 programas adecuado al tratamiento del dolor agudo (corrientes ultra estimulantes).
- 27 Programas para estimulación muscular (Modo Neuroestimulador)
- 4 programas adecuados para el fortalecimiento muscular (desarrollo de fuerza).

4.5 LIMITACIONES Y ALCANCES

El proyecto de grado presenta el mejoramiento de un Tens de tres salidas independientes, que genera tres tipos de señales: modulada, continua y pulsátil, ya que por cuestiones académicas, limitaciones del cronograma y dificultad para estudios de otros equipos para tratamientos de estimulación eléctrica no se pueden implementar otras señales que ayudan a diferentes procesos de

rehabilitación y recuperación en pacientes. Al generar las tres señales es capaz de solucionar los problemas de múltiples patologías que presentan los consultorios de terapia física y obtener un mejor control sobre el paciente. Los equipos que monitorean el ritmo cardiaco son los dispositivos de tecnología POLAR®, estos son ubicados en cada uno de los pacientes que este en el momento de la terapia usando el software de control, su función principal es poder monitorear las pulsaciones por minuto de cada paciente. El dispositivo de transmisión y receptor Polar® deben estar separados a una distancia de un metro y medio para su funcionamiento correcto, puesto que la banda transmisora y el receptor no son de señal codificada porque implica un mayor costo del dispositivo.

Para la comunicación zigbee entre la tarjeta de control y el computador solo abarca una área de 30 metros con obstáculos, donde hay que tener en cuenta la edificación y los elementos que están alrededor de los dispositivos zigbee ya que puede cambiar la distancia de cobertura entre la tarjeta de control y el computador, sin embargo si se requiere aumentar la distancia de cobertura se tendría que diseñar un red con mas dispositivos de comunicación Xbee. El software de control fue diseñado para monitorea el ritmo cardiaco y modificar las señales del Tens, una limitación es no poder almacenar en una base de datos los resultados obtenidos durante el tratamiento del paciente. El dispositivo Tens no cuenta con una unidad de baterías, solo se alimenta por medio de la red domestica, ya que para que funcione tiene que ser por medio del software de control que se instala en un computador puesto que este es el medio que se controla el dispositivo Tens. En un análisis más completo el dispositivo debería contar con la medición de temperatura, ya que cuando se le aplica el Tens se coloca un paquete caliente y en ocasiones genera quemaduras en la piel por los diferentes tipos de tolerancia al calor.

5. DISEÑO METODOLÓGICO

Para lograr los objetivos del proyecto se dividió en cinco etapas:

- Tens

Tipos y características de los dispositivos Tens a estudiar

Elaborar el circuito que sea capaz de generar las mismas señales del Tens

- Transmisión y receptor Polar®

Estudio del Circuitos Polar® para el transmisor y receptor que son: Frecuencia en que trabaja, como trabaja, como entrega los datos como se codifica los datos.

- Zigbee

Definir la configuración de los dispositivos.

Desarrollar un protocolo de comunicación para zigbee para asegura que los datos lleguen de forma correcta.

- Tarjeta de control

Diseñar la tarjeta la tarjeta de control y definir las funciones que tendrá el dispositivo

Realizar la tarjeta de control

- Software control

Diseño de la estructura de la interfaz grafica y establecer las funciones de los datos de entrada y salida.

6. DESARROLLO

6.1 TENS

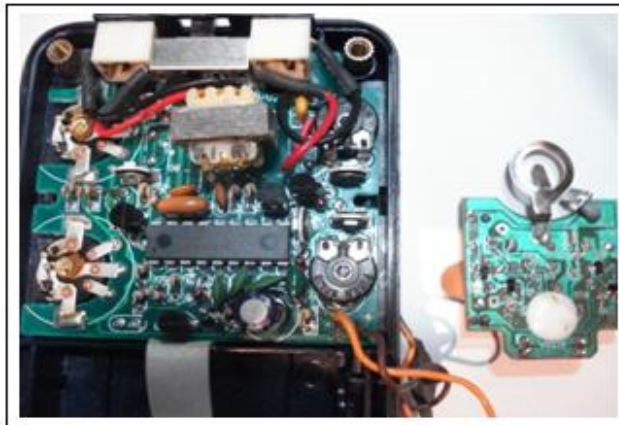
La estimulación nerviosa transcutánea se analizó con dos dispositivos diferentes, un Bio Tens elaborado en el año 2000 y XFT-1002B del año 2006.

Figura 16. Prototipos de Tens



El hardware de los dispositivos contienen diferentes elementos para generar la señales, el bio Tens está diseñado con un microcontrolador CF 745 de microchip, conformado por una etapa de potencia que corresponde a un transformador elevador de relación 1 a 10 ayudando a elevar la señal generada por el microcontrolador y de esta forma logre estimular los músculos de la persona a tratar, la alimentación es de 9 voltios por adaptador o un par de pilas AA de 3 voltios. El dispositivo XFT-1002B genera la señal mediante dispositivo de pulsos que está cubierto por una capa de silicio que contiene las señales de estimulación, la etapa de potencia presenta un conjunto de transistores para aumentar la señal y lograr su objetivo, y su alimentación es por dos pilas tipo moneda de 3 voltios.

Figura 17. Hardware de los Tens



El circuito empleado para el mejoramiento del dispositivo se divide en dos partes, la primera es la generación de la señal de estimulación que es originada por la tarjeta de control, que comprende un microcontrolador GT60 (ver anexo E). La segunda parte comprende la etapa de potencia que consiste en un conjunto de transistores y un transformador elevador con relación 1 a 10, asegurando las mismas propiedades de los dispositivos comparados, esto se hace para desea cumplir las normas de seguridad y no genere ningún riesgo al pacientes.

Figura 18. Diseño del Tens

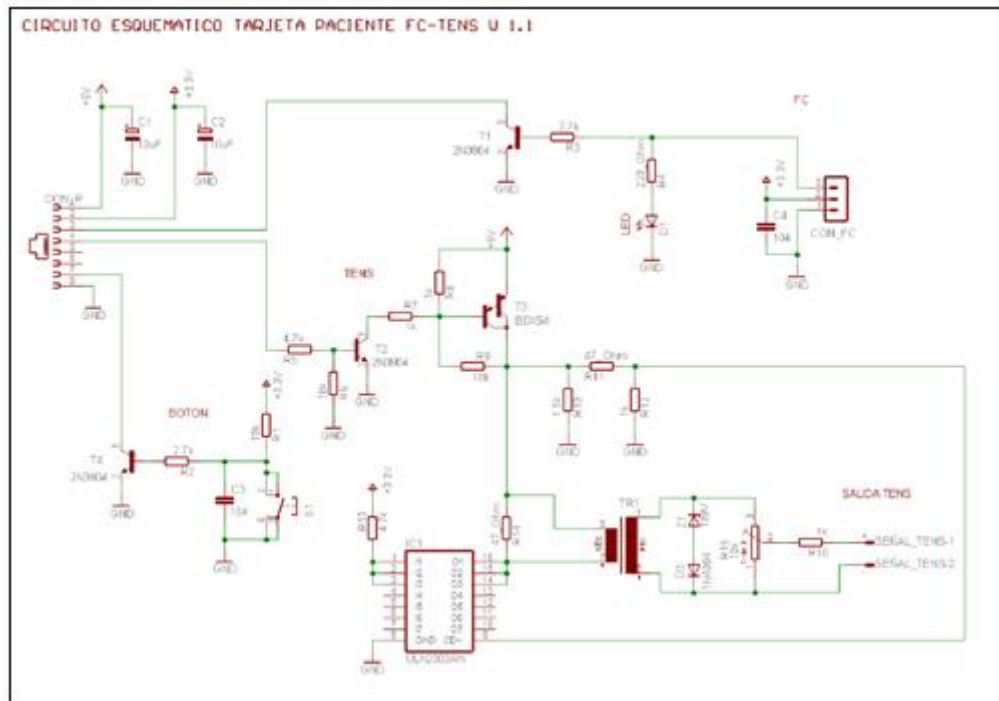
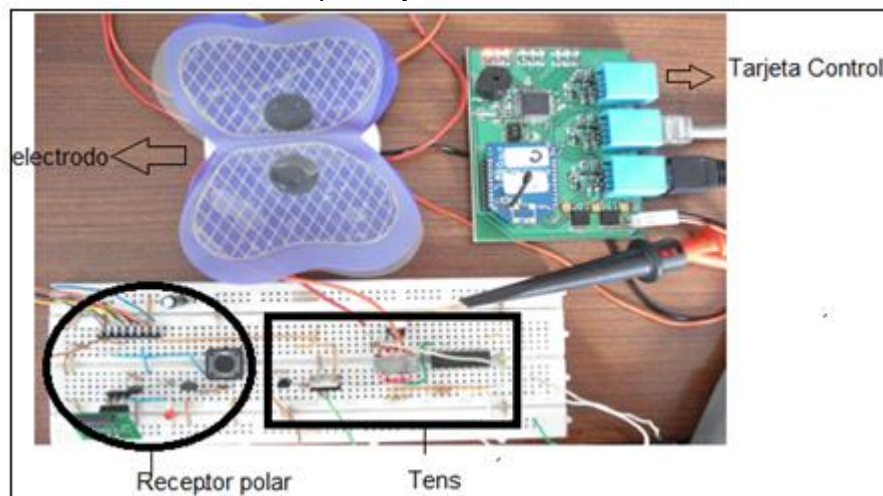


Figura 19. Diseño Tens controlado por tarjeta controladora



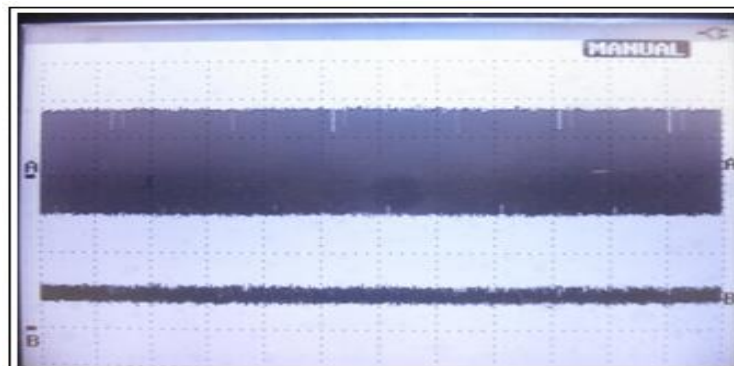
La figura 19 comprende el circuito del receptor Polar® que se encuentran en la protoBoard, acompañado del la tarjeta control que se comunica al computador por medio de módulos Xbee, y es controlado por medio de la interfaz grafica. Para generar las señales se genera una frecuencia entre los rangos de 2Hz – 150Hz que se logra por medio del microcontrolador teniendo como base espacios de tiempos de 50µSeg

Figura 20. Señales del Tens



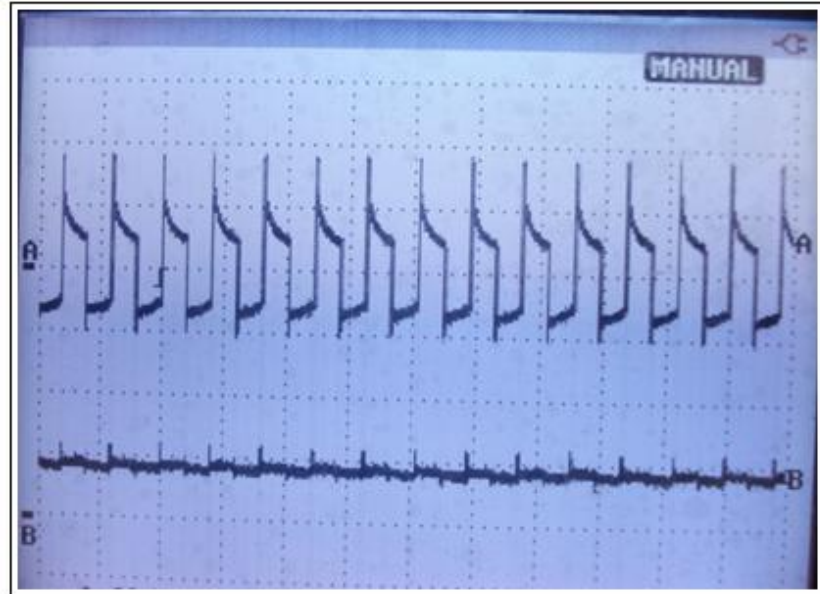
La figura 20 indica una prueba del periodo máximo que puede llegar tener circuito del Tens que es 6.800mS, el dispositivo puede genera este tipo de señal pero no es recomendable que la tarjeta de control se exponga a esta cantidad ya que puede sobrecargar y generar un conflicto y perder las funciones de la tarjeta de control, el Tens es el dispositivo que requiere una mayor cantidad corriente, esto hace que cuando se active y se llegue a estos límites se reinicia el sistema. Al hacer esto se puede tener el riesgo de que la tarjeta pueda sufrir daños y no funcione adecuadamente, para solucionar el inconveniente se hace una restricción en el software para cuando se esté modificando en la interfaz la señal no llegue a ese valor.

Figura 21. Señal continua



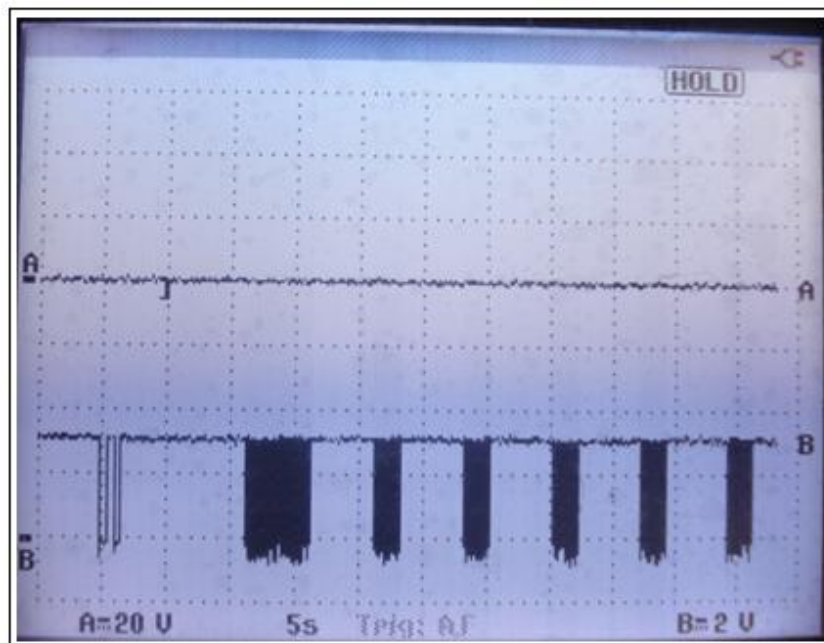
En la salida del Tens se obtiene la señal continua a una frecuencia de frecuencia 2Hz que se puede observar en la figura 21.

Figura 22. Señal pulsátil



En la figura 22 se encuentra la señal pulsátil configurada una frecuencia de 25Hz

Figura 23. Señal modulada



La tercera señal Tens es la modulada configurado por medio de la interfaz a 50Hz que está en la figura 23

6.2 TRANSMISOR Y RECEPTOR POLAR®

Polar® es una tecnología para monitorear el ritmo cardiaco y esta dividida en dos partes el transmisor y el receptor

6.2.1 Transmisor

Los transmisores Polar® son una parte integral de los monitores de ritmo cardíaco Polar®. Estos son colocados alrededor del pecho, para medir el ritmo cardíaco por minuto en tiempo real. Los transmisores Polar® tiene la precisión de un electrocardiograma y son totalmente resistentes al agua, convirtiéndose en las herramientas más efectivas para medir su ritmo cardíaco. El cinturón T31 está diseñado con los más altos estándares de calidad, permitiendo que la vida útil del dispositivo sea de 2500 horas. Esto equivale a cinco años de uso ejercitándose 10 horas a la semana.

Figura 24. Transmisor Polar® T31



El transmisor T31 es un dispositivo no codificado, indica que el dispositivo no cuenta con una cabecera de trama cuando el receptor recibe los datos, esto implica que cuando hay dos transmisores y un solo receptor no podrá entregar el tipo de pulso correcto ya que las dos señales son recibidas y suma las frecuencias. Para solucionar el inconveniente se recomienda tener cada dispositivo a una distancia de un metro y medio.

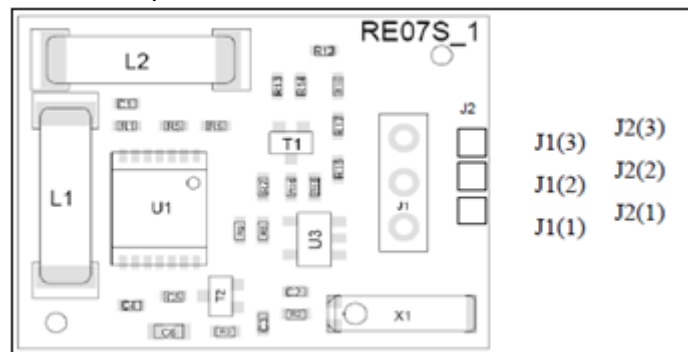
6.2.2 Receptor

Figura 25. Receptor Polar® RE07S PSNI NC



El receptor Polar® cuenta con una serie de filtros para poder captar la señal del transmisor T31, la configuración del dispositivo es de la siguiente forma:

Figura 26. Configuración receptor Polar®



(Technologic, 2008)

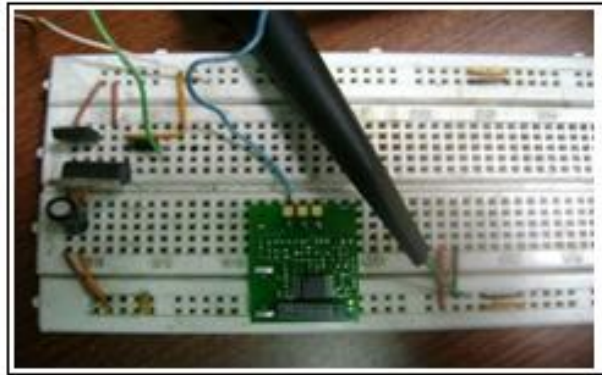
Tabla 4. Configuración de los pines

Nombre PIN	Funcion
J1(1)	Ground connector pin (GND)
J1(2)	Voltage connector pin (Vcc)
J1(3)	Output pulse pin (OUT)
J2(1)	Ground connector pin (GND)
J2(2)	Voltage connector pin (Vcc)
J2(3)	Output pulse pin (OUT)

(Technologic, 2008)

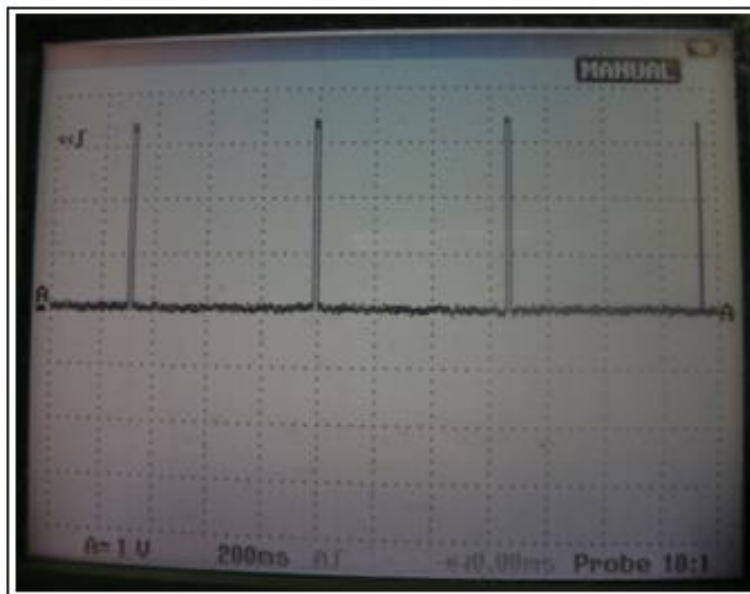
La alimentación puede ser en un rango entre los tres (3) voltios y 5.5 voltios. La frecuencia de trabajo es de 5.5 kHz. Para ver todas las especificaciones diríjase al anexo B para observar otras características del dispositivo.

Figura 27. Montaje del receptor



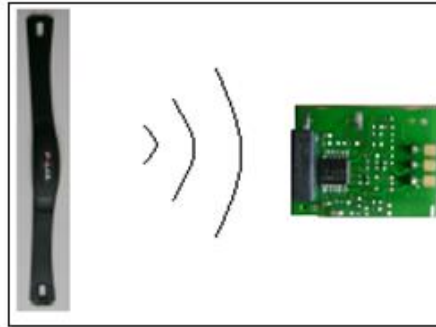
Para saber los datos que entrega el receptor se polariza, luego se genera la señal de pulso cardiaco por medio del simulador, y se observa en el osciloscopio la señal obtenida.

Figura 28. Datos receptor por el osciloscopio



El receptor entrega pulso de duración de 10mS, para obtener la frecuencia cardiaca se mide la distancia entre pulso y pulso. Entre mayor cantidad de pulsaciones tenga la distancia de los pulsos será menor. El receptor genera 3 voltios digital de un pulso cuadrado en cada latido del corazón, un 0 lógico es cero en 0 V y un uno lógica es a 3V.

Figura 29. Esquema Polar®



Cuando el dispositivo entrega los datos se desarrolla un algoritmo que calcula el tiempo entre cada pulso y lo pasa a un valor promedio de latidos del corazón por medio de software. Los pasos que se debe generar son los siguientes:

1. Recepción de pulsaciones del receptor de Polar®
2. Cálculo de los tiempos entre los pulsos
3. Realizar el error controles
4. Calcular la frecuencia cardiaca
5. El envío de la frecuencia cardíaca a la pantalla

Lo primero es realizar los cálculos de frecuencia en diferentes muestras.

Se tiene que:

1 minuto (min) es igual a 60 segundos

1 s = 1000 ms

1 min = 60000 ms

Frecuencia cardiaca (FC) es el numero pulsos por minuto

Ecuación 1. Tiempo de pulso

$$T_{\text{pulso}} = \frac{\text{Minutos}}{FC}$$

- Tpulso= tiempo entre pulso
- Minutos: se coloca en 60000 ms, se estandariza venta de muestreo
- FC= frecuencia cardiaca por minuto

Ejemplo se tiene una FC= 60 pulsaciones por minuto cuanto es el tiempo del pulso

$$T_{\text{pulso}} = \frac{60000 \text{ ms}}{60} = 1000 \text{ ms} = 1 \text{ s}$$

Para una frecuencia cardiaca de 170 pulsaciones por minutos.

$$T_{\text{pulso}} = \frac{60000 \text{ ms}}{170} = 353 \text{ ms}$$

Para una frecuencia cardiaca mínima 20 pulsaciones por minutos.

$$T_{\text{pulso}} = \frac{60000 \text{ ms}}{20} = 3000 \text{ ms} = 3 \text{ s}$$

Para una frecuencia cardiaca máxima 240 pulsaciones por minutos.

$$T_{\text{pulso}} = \frac{60000 \text{ ms}}{240} = 250 \text{ ms}$$

Este ejemplo sirve para entender un poco más el funcionamiento del receptor de como entrega un pulso, ahora sé calcula para pasar el pulso a frecuencia cardiaca. Se despeja de la ecuación 1 para obtener FC quedando de la siguiente manera.

Ecuación 2. Frecuencia Cardiaca

$$FC = \frac{60000 \text{ ms}}{T_{\text{pulso}}}$$

Esta ecuación obtiene el tiempo entre pulso para determinar la frecuencia cardiaca (FC). Un ejemplo es calcular la frecuencia cardiaca máxima de 250ms.

$$FC = \frac{60000 \text{ ms}}{250 \text{ ms}} = 240 \text{ FC}$$

Para FC de 353 ms

$$FC = \frac{60000 \text{ ms}}{353 \text{ ms}} = 170 \text{ FC}$$

El cálculo que hace el microcontrolador determina la precisión en la medición de tiempo entre el pulso de la frecuencia cardiaca mediante interrupciones de 1 milisegundo. Para obtener el cálculo de margen de error máximo de 1 ms de se calcula de la siguiente forma:

FCmax= 240 y Tp = 250 ms

El error de frecuencia cardiaca máxima es:

EFCmax(-)= 249 ms

$$FC = \frac{60000 \text{ ms}}{249 \text{ ms}} = 241 \text{ FC}$$

EFCmax(+)= 251 ms

$$FC = \frac{60000 \text{ ms}}{251 \text{ ms}} = 239 \text{ FC}$$

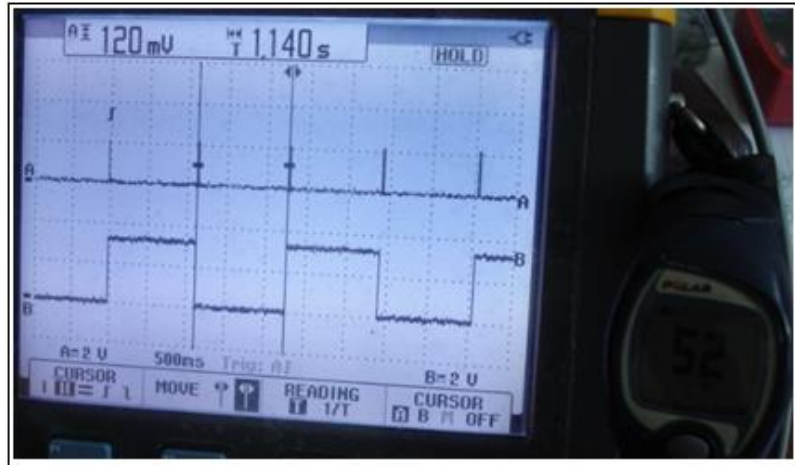
Se establece que es posible generar las interrupciones de 1 milisegundo ya que el margen de error de adelanto o atraso de una interrupción tendrá margen de (+/-) una pulsación. Haciendo que las pulsaciones del corazón solo pierda un pulso por minuto.

Figura 30. Simulador cardiaco y reloj Polar®



Se genera una señal cardiaca de 50 pulsaciones con el simulador como lo indica la figura 30, para observar pulsaciones por minuto y comparar las interrupciones generadas por el microcontrolador se comprueba que los cálculos anteriores son adecuados. En la señal del osciloscopio se encuentran la señal que está saliendo del receptor y las interrupciones generadas del microcontrolador para poder calcular el ritmo cardiaco.

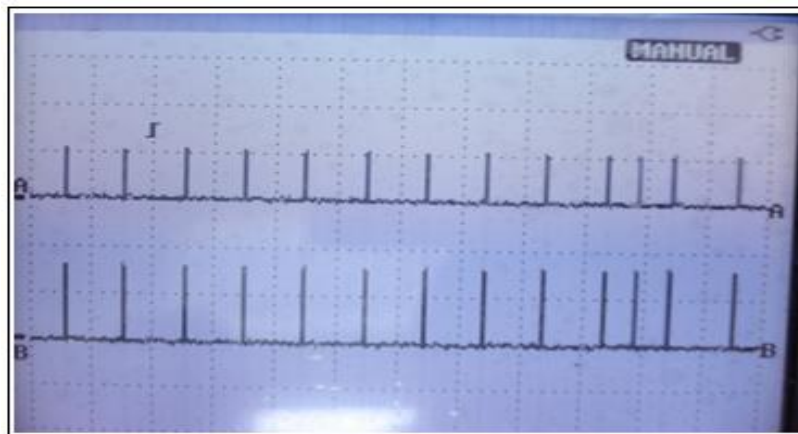
Figura 31. Señal receptor Polar® y interrupción microcontrolador



La figura 31 muestra la señal A que es las señales datos que entrega el receptor Polar® y las B son las interrupción generadas por microcontrolador, se mide distancia entre pulso desde el flanco de subida hasta un flanco de bajada con un resultado de 1.140mS.

$$FC = \frac{60000 \text{ ms}}{1114 \text{ ms}} = 53.859 \text{ FC}$$

Figura 32. Señal receptor A y señal microcontrolador B



En la figura 32 se muestra la señal del receptor Polar® (A) contra la señal B que es el muestreo del microcontrolador variando los tiempos de pulsos.

6.3 ZIGBEE

6.3.1 Módulos y configuración

Los módulos usados son Xbee pro serie 1, que trabaja a una frecuencia de trabajo 2.4GHz con una tasas de transferencia: 250 kbps, los pines que se configuran para la comunicación son: 1, 2, 3, 4,10.

Figura 33. XBee pro serie 1



(International, 2009)

Tabla 5. Configuración Xbee

Pin #	Name	Direction	Description
1	VCC		Power supply
2	DOUT	Output	UART Data Out
3	DIN / CONFIG	Input	UART Data In
4	DIO12	Either	Digital I/O 12
5	RESET	Input	Module Reset (reset pulse must be at least 200 ns)
6	PWM0 / RSSI	Output	PWM Output 0 / RX Signal Strength Indicator
7	PWM1	Output	PWM Output 1
8	[reserved]	-	Do not connect
9	DTR / SLEEP_RQ / DI8	Either	Pin Sleep Control Line or Digital I/O 8
10	GND		Ground
11	AD4 / DIO4	Either	Analog Input 4 or Digital I/O 4

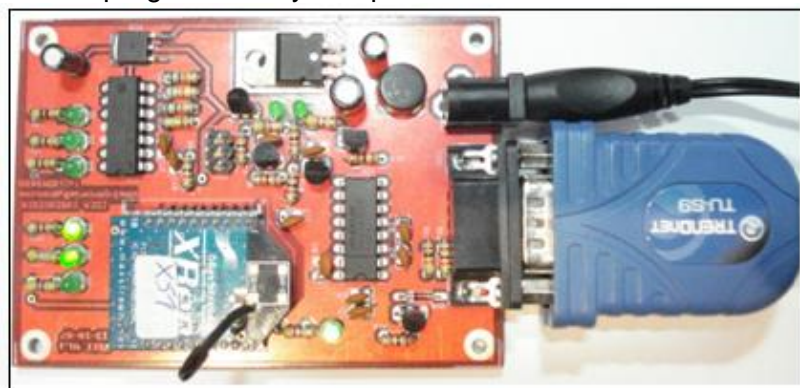
Pin #	Name	Direction	Description
12	CTS / DIO7	Either	Clear-to-Send Flow Control or Digital I/O 7
13	ON / SLEEP	Output	Module Status Indicator
14	VREF	Input	Voltage Reference for A/D Inputs
15	Associate / AD5 / DIO5	Either	Associated Indicator, Analog Input 5 or Digital I/O 5
16	RTS / AD6 / DIO6	Either	Request-to-Send Flow Control, Analog Input 6 or Digital I/O 6
17	AD3 / DIO3	Either	Analog Input 3 or Digital I/O 3
18	AD2 / DIO2	Either	Analog Input 2 or Digital I/O 2
19	AD1 / DIO1	Either	Analog Input 1 or Digital I/O 1
20	AD0 / DIO0	Either	Analog Input 0 or Digital I/O 0

(International, 2009)

La configuración de los dispositivos se hace por medio del software X-CTU, es una aplicación basada en Windows proporcionada por Digi international. Este programa fue diseñado para interactuar con el firmware archivos encontrados en los productos de Digi RF y proporciona un fácil uso por medio de interfaz gráfica de usuario. X-CTU está diseñado para funcionar con todos los equipos basados en Windows de Microsoft, se refiere Windows 98 hasta Windows siete.

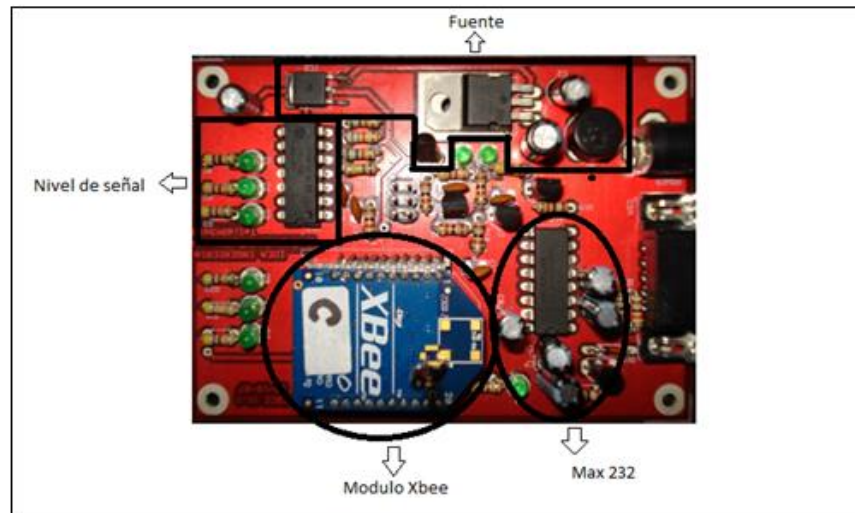
X-CTU puede ser descargado desde el sitio web de Digi International o en el Cd de instalación que viene incluido con los dispositivos de transmisión Zigbee. Para configurar los módulos de Xbee se debe conectar al computador por medio de una tarjeta programadora al puerto USB, esta tarjeta trae un puerto serial y por medio del cable Trendnet que es solo un convertidor de serial a USB soluciona el problema de conexión de los dos equipos. Esta tarjeta programadora fue comprada y su función es programar los Xbee y como modulo de comunicación de los dispositivos, se recomienda mirar el anexo D.

Figura 34. Modulo de programación y recepción



(Ingenieria, 2008)

Figura 35. Descripción modulo de programación y recepción

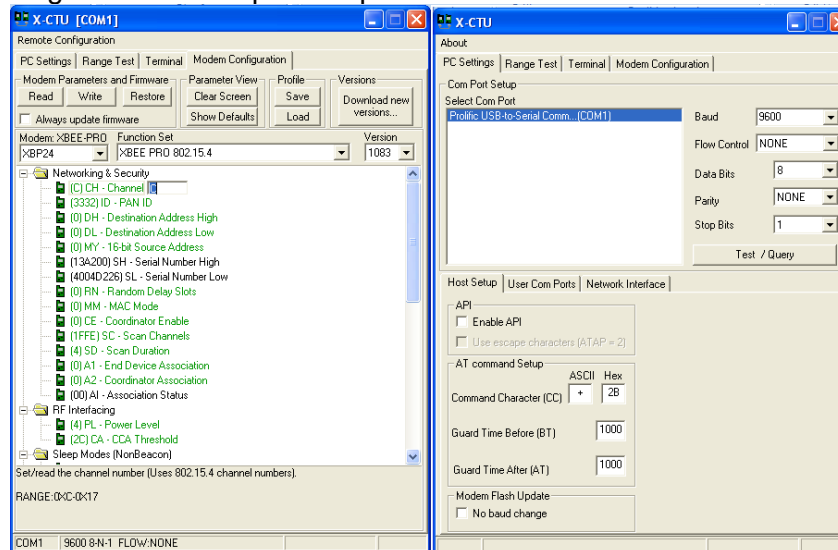


(Ingenieria, 2008)

En la figura 35 se describe el funcionamiento de cada una de las áreas descritas en la figura. El nivel de señal son unos led que indica que tan fuerte esta la señal de cobertura y los led indican la calidad de la señal entre los dos dispositivos. El modulo de Xbee es para programar el dispositivo, la fuente es fija a 3 voltios para el zigbee, el Max 232 es la comunicación serial a USB, donde los datos son transmitidos de forma asíncrona.

La configuración del dispositivo Xbee está conformada.

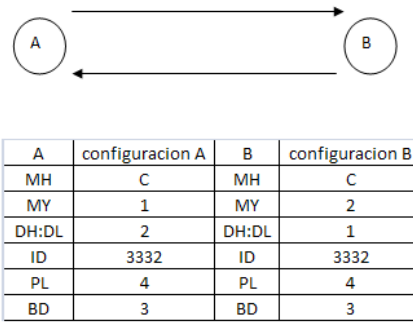
Figura 36. Configuración del dispositivo por X-CTU.



(X-CTU, 2010)

El software X-CTU viene por defecto en ingles, los pasos para configurar son: modo Setting se configura los baud a 9600, luego se coloca en Modem Configuration y se hace clic en Read para que reconozca el dispositivo Xbee. La configuración del transmisor y receptor queda de la siguiente forma.

Figura 37. Configuración Xbee

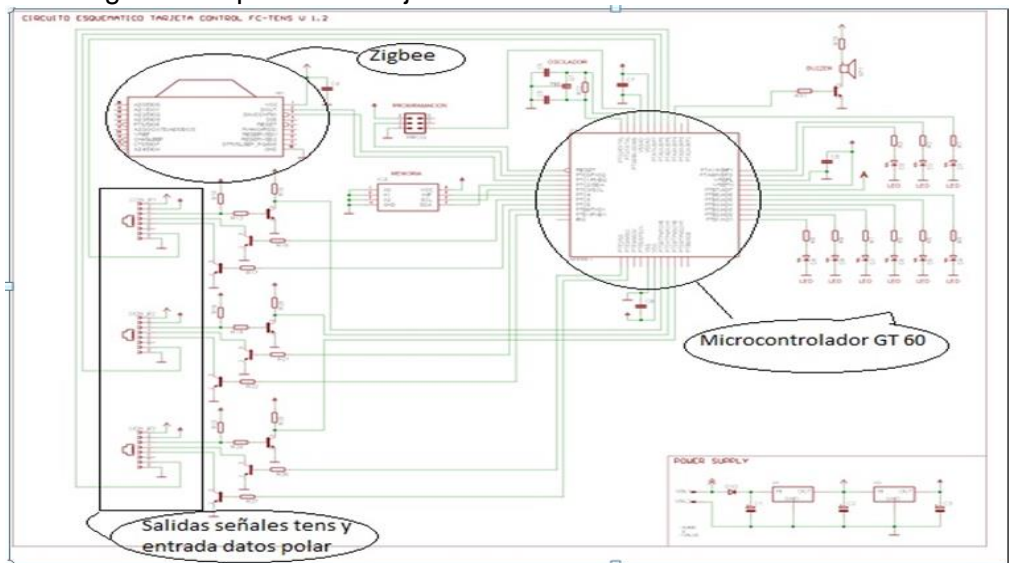


MH es la canal por donde los dispositivos se comunican, MY que dispositivo es, DH: DL dirección de destinos, ID dirección de red es PL nivel potencia, BD los baudios(9600). Ver anexo D.

6.4 TARJETA DE CONTROL

La tarjeta está formada por 3 partes importantes que son: microcontrolador, zigbee, salida de señales Tens y entrada de datos Polar®

Figura 38. Diagrama esquemático tarjeta controladora.



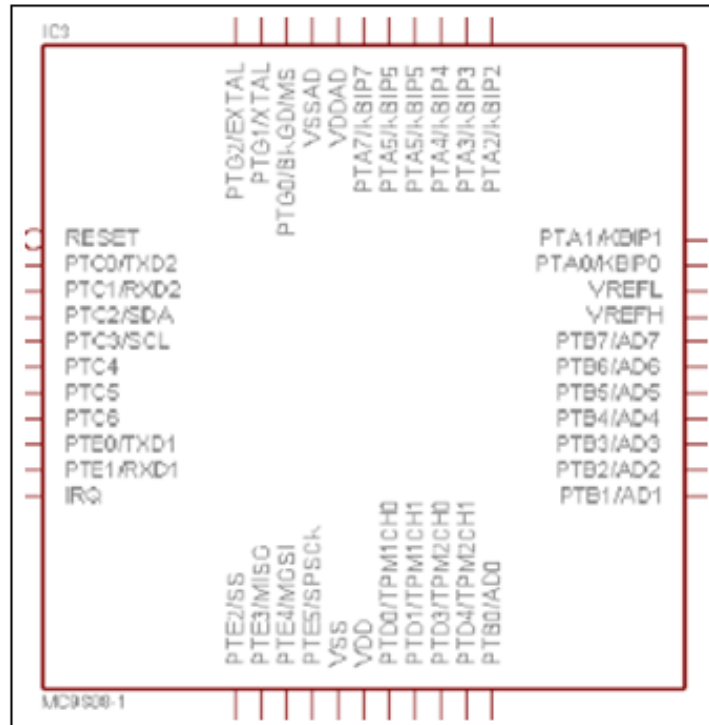
(EAGLE, 2009)

6.4.1 Microcontrolador

El microcontrolador GT60 es desarrollado por la compañía Freescale Semiconductor, donde actualmente se enfoca al suministro de productos para la industria automotriz, de redes, comunicaciones inalámbricas, control industrial e industrias de consumo electrónico (Semiconductor, 2008).

El MC9S08GT60 fue seleccionado para la solución del proyecto, las razones por las cuales se escogió el dispositivo fueron: bajo costo, cantidad de pines, el modulo de timer, modulo serial, oscilador interno, interrupción key board. Ver de las características completas en el anexo E.

Figura 39. Microcontrolador GT60



(EAGLE, 2009)

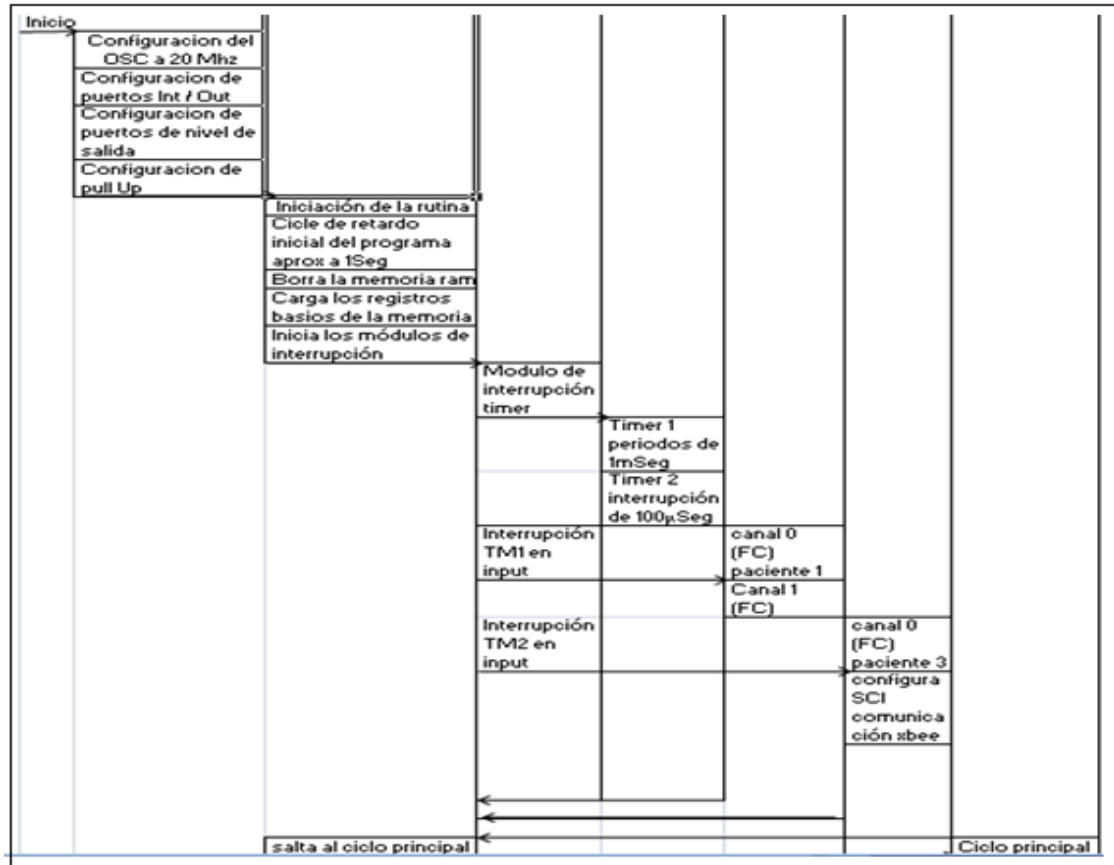
Tabla 6. Configuración de puertos

Puerto	# Pin	Función que cumple	Configura INT/ OUT	Estado inicial	Pull up
PTA	0	D3 Out Tens Paciente 1	1	1	0
PTA	1	D2 FC Paciente 1	1	1	0
PTA	2	D1 ON/OFF Paciente 1	1	1	0
PTA	3	libre	0	0	0
PTA	4	Bazzer	1	0	0

Puerto	# Pin	Función que cumple	Configura INT/ OUT	Estado inicial	Pull up
PTA	5	Botón para Paciente 3	0	0	1
PTA	6	Botón para Paciente 2	0	0	1
PTB	0	libre	0	0	0
PTB	1	D9 Out Tens Paciente 3	1	1	0
PTB	2	D8 FC Paciente 3	1	1	0
PTB	3	D7 ON/OFF Paciente 3	1	1	0
PTB	4	D6 Out Tens Paciente 2	1	1	0
PTB	5	D5 FC Paciente 2	1	1	0
PTB	6	D4 Out Tens Paciente 2	1	1	0
PTB	7	Libre	0	0	0
PTC	0	Tx Xbee	1	1	0
PTC	1	Rx Xbee	0	0	1
PTC	2	Libre	0	0	0
PTC	3	libre	0	0	0
PTC	4	WP	1	1	0
PTC	5	Señal A Tens Paciente1	1	0	0
PTC	6	Libre	1	0	0
PTD	0	FC paciente 1	0	0	0
PTD	1	FC paciente 2	0	0	0
PTD	3	FC paciente 3	0	0	0
PTD	4	Libre	0	0	0
PTE	0	Señal A Tens Paciente2	1	0	0
PTE	1	Libre	1	0	0
PTE	2	Señal A Tens Paciente3	1	0	0
PTE	3	Libre	1	0	0
PTE	4	Libre	0	0	0
PTE	5	Libre	0	0	0
PTG	0	BKGD	0	0	0
PTG	1	XTAL	0	0	0
PTG	2	EXTAL	0	0	0
IRQ		Libre	—	—	—

En la figura 40 se describe la estructura principal de la programación que se desarrolla en el microcontrolador Gt 60, donde está compuesto por los diferentes procesos de ejecución para lograr el funcionamiento de toda la estructura del programa, ya que este es el núcleo principal del dispositivo y pueda lograr los objetivos.

Figura 40. Diagrama del programa microcontrolador



Para lograr un mejor comprensión del diagrama de la figura 40 se aclara detalladamente cada uno de los pasos. Se configura el oscilador interno de micro controlador a 20MHz, los puertos de de entrada y salida de cada pin, se establece los puertos iniciales de salida, y la resistencia interna pull up del microcontrolador, se establece el inicio de rutina. Las rutinas están conformadas por el ciclo de retardo de 1 segundos para asignar los niveles eléctricos que estén estables, se borra la memoria RAM para segura de que no queden datos internos, luego carga los registros en memoria. La iniciación de los módulos de interrupción está conformada de la siguiente forma.

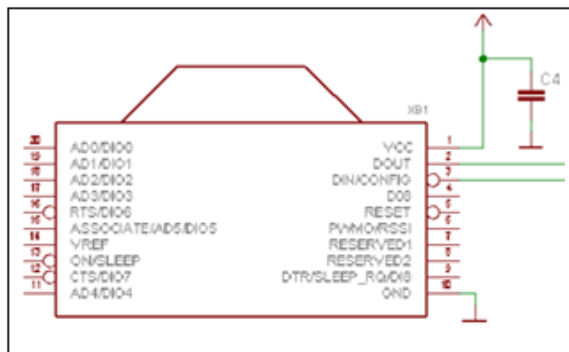
El modulo de interrupción timer, el primero es timer 1 que genera Interrupciones continuas de 1mS estos espacios de tiempo son exactos para cuando la señal las señales del receptor cardiaco entra al sistema, cuenta los milisegundos que hay entre pulso y pulso.

Timer 2: interrupciones continuas de 50µS donde genera las señales del Tens tenido en cuenta el espacio de tiempo entre los pulsos.

El timer 1 se establece como input capture que es un método para maneja para el problema de las señales: el canal 0 captura la trama de la frecuencia cardiaca del paciente 1 y el canal 1 captura la frecuencia cardiaca del paciente 2. El timer 2 como input capture, para el canal 0 toma los datos de la frecuencia cardiaca del paciente 3. El SCI maneja las comunicación bidireccional configurada a 9600 Bps, 8 bit de datos, con ninguna paridad y un bit de parada. Luego de realizar las interrupciones después de que termina todas las interrupciones se sale al ciclo principal donde pregunta por las banderas de interrupción para ser atendidas.

6.4.2 Zigbee

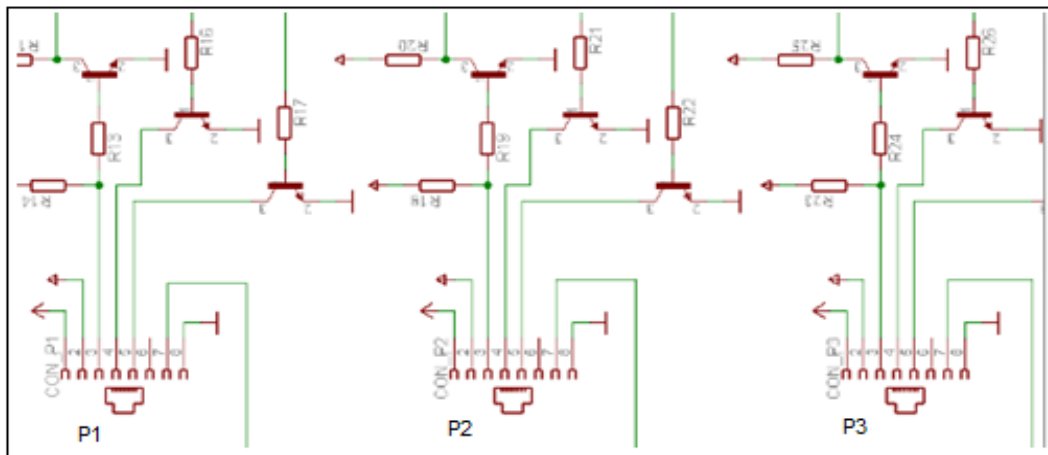
Figura 41. Xbee tarjeta controladora



El dispositivo Xbee, se instala en la tarjeta de control para enviar los datos de la frecuencia cardiaca a la interfaz de usuario.

6.4.3 Salida señales Tens y entrada datos Polar®

Figura 42. Conector para las señales Tens y recepción de datos Polar®



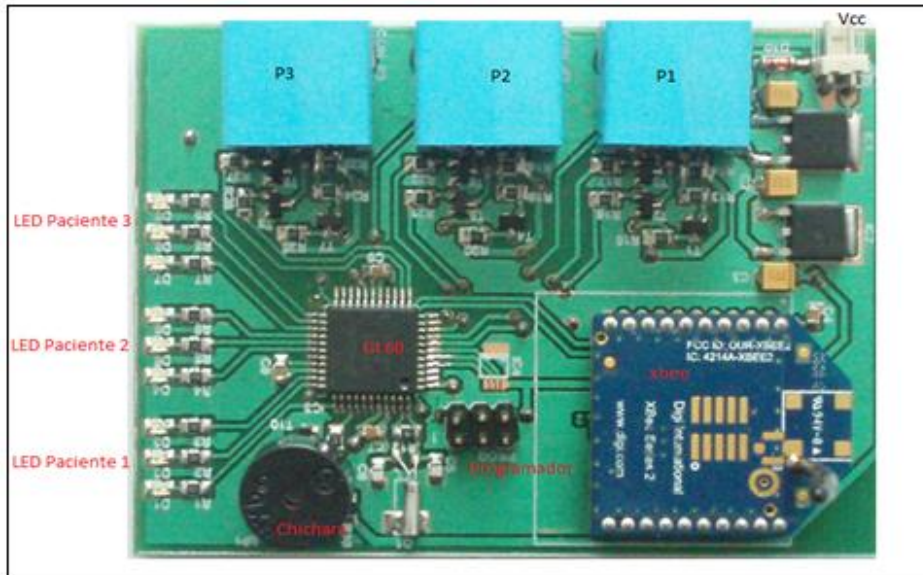
En la figura 42 se encuentra los conectores de cada paciente que se encuentran ubicados en la tarjeta de control, para este caso es P1, P2, P3. El dispositivo cuenta con la salida de las señales del Tens generadas por el software del microcontrolador; y la entrada de los datos del receptor Polar® así el programa del micro. Estos datos son entregados por medio de un cable UTP directo con la norma 568^a y es conecto a un soket para RJ45 a la tarjeta de control. La configuración de los soket es:

Tabla 7. Configuración pines Soket RJ45

Conector paciente 1 (P1)	PIN	Configuración
	1	5 Voltios
	2	3.3 Voltios
	3	Entrada FC
	4	Señales Tens
	5	Señales Tens
	6	Libre
	7	Tecla
Conector paciente 2 (P2)	PIN	Configuración
	1	5 Voltios
	2	3.3 Voltios
	3	Entrada FC
	4	Señales Tens
	5	Señales Tens
	6	Libre
	7	Tecla
Conector paciente 3 (P3)	PIN	Configuración
	1	5 Voltios
	2	3.3 Voltios
	3	Entrada FC
	4	Señales Tens
	5	Señales Tens
	6	Libre
	7	Tecla
	8	Tierra

El cable UTP fue probado a una distancia máxima de 4 metros para asegurando la entrega de los datos y un correcto funcionamiento, en caso de que la distancia sea mayor la señal se atenúa obteniendo perdidas en la entregada de los datos.

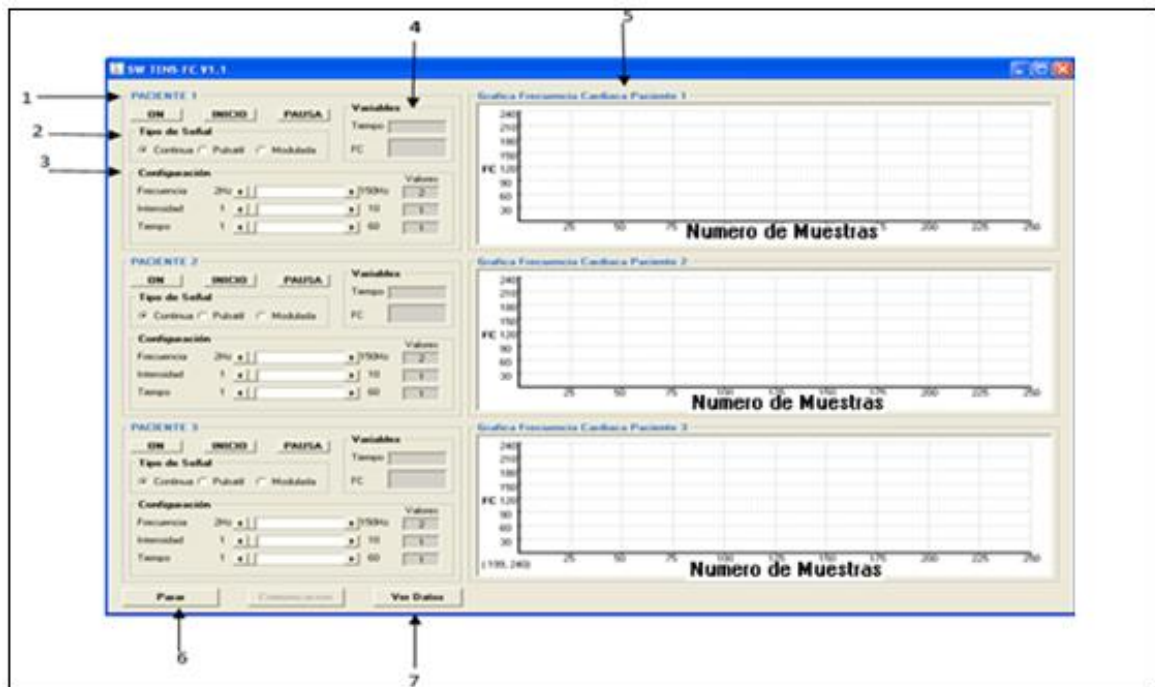
Figura 43. Tarjeta controladora



6.5 SOFTWARE DE CONTROL

La interfaz grafica del usuario permite controlar las funciones de la tarjeta de control: las funciones del Tens y monitorear la frecuencia cardiaca.

Figura 44. Interfaz de usuario



Descripción de la interfaz de usuario:

1. Paciente: indica el modulo del paciente ON activa el modulo, inicio comienza la sesión y pausa la detiene.
2. Tipo de señal: indica las señales que tiene el Tens (Continua, Pulsátil, Modulada;).
3. Configuración: se modifica la frecuencia en un rango de 2 Hz hasta 150Hz, la intensidad en una escala de 1 a 10 y el tiempo corresponde a la duración del dispositivo activo que se encuentra en el rango de 1 a 60 minutos.
4. Variables: se percibe el tiempo el cual fue programo y la frecuencia cardiaca del paciente en un resultado numérico.
5. Grafica de frecuencia cardiaca: muestra en el plano la grafica de la señal del la las pulsaciones por minuto del corazón de cada paciente.
6. Parar: finaliza la sesión de todos los tres dispositivos.
7. Ver datos: verifica las señales del las pulsaciones con respecto a las del receptor Polar® con las interrupciones del microcontrolador para generar las pulsaciones de la frecuencia cardiaca.

La interfaz grafica cumple dos funciones, la primera es mostrar en una ambiente grafico las pulsaciones de cada paciente que se encuentra en la sesión para lograr el monitoreo de estos, modificar los tipos de señales del Tens, el tiempo de trabajo y la segunda es calcular la frecuencia cardiaca para mostrar el resultado actual de cada uno de los individuos. El programa esta inicializado desde el main, donde se configura el puerto a 9600 Bps, 8 bit de datos, con ninguna paridad y un bit de parada y por último se configura para que salgan los datos por el puerto Com1.

Luego se configura en entorno grafico que son las ventanas botones plano de grafico, luego se hacen las subrutinas de cada botón de la interfaz grafica dentro de esta se encuentran los cálculos de las rutinas de Polar® para que muestre en pantalla.

6.6 PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN DEL SISTEMA TENS

La comunicación del dispositivo está definida entre la SC (Software de Control) y el TC (Tarjeta Controladora).

- Partes del sistema:

SC = Software de Control. TC = Tarjeta Controladora.

- Estructura del protocolo

Cabecera + Comando de Función + [Posibles datos] + Checksum + Fin de trama

Cabecera: Dato que se transmite al comienzo de la trama. Es 0xAA (Datos en hexadecimal) (1 byte).

Comando de Función (CF): Dato que ordena cual es la función que se va a realizar (1 byte).

Posibles datos: Datos que posiblemente el CF necesita enviar (N byte).

Checksum: Suma de los datos desde la cabecera hasta los datos antes del checksum, el dato de checksum es el byte menos significativo de la suma (1 byte).

Fin de trama: 2 bytes en hexadecimal → 0x0D + 0x0A

Confirmación de Datos:

Tabla 8. Comando de afirmacion de datos

RESPUESTA	SINTAXIS	COMENTARIOS
Respuesta Correcta (ACK)	0xAA+ Comando de Función + Checksum + 0x0D + 0x0A	Al recibir el CF con el bit más significativo en 1 indica que fue realizada correctamente la función
Respuesta Incorrecta (NACK)	0xAA+ 0xFF + Checksum + 0x0D + 0x0A	El dato 0xFF indica que NO fue realizada correctamente la función, en la trama de respuesta no se indica el Comando de Función.

Todas las tramas comienzan con 0XAA serán el encabezado de la trama, cuando se genera un error por debido a que por errores de la comunicación o del proceso no se puede asegurar el Comando de Función

- Comandos de función sc → tc:

Tabla 9. Descripción de comandos función SC y TC

COMANDO DE FUNCIÓN	DESCRIPCIÓN	COMUNICACIÓN	SINTAXIS	
CF = 0x01	Configuración de paciente: Numero de paciente, tipo de señal, frecuencia, intensidad y tiempo.	Transmisión	0xAA+ 0x01 + [Numero de Paciente] + [Tipo de Señal] + [Frecuencia] + [Intensidad] + [Tiempo] + Checksum + 0x0D + 0x0A	
		Recepción	Ok	0xAA + 0x81 + Checksum + 0x0D + 0x0A
			Error	0xAA + 0xFF + Checksum + 0x0D + 0x0A
CF = 0x02	Parar la sesión de todos los pacientes	Transmisión	0xAA+ 0x02 + Checksum + 0x0D + 0x0A	
		Recepción	Ok	0xAA + 0x82 + Checksum + 0x0D + 0x0A
			Error	0xAA + 0xFF + Checksum + 0x0D + 0x0A
CF = 0x03	Parar la sesión de un paciente específico	Transmisión	0xAA+ 0x03 + [Numero de Paciente] + Checksum + 0x0D + 0x0A	
		Recepción	Ok	0xAA + 0x83 + [Numero de Paciente] + Checksum + 0x0D + 0x0A
			Error	0xAA + 0xFF + Checksum + 0x0D + 0x0A
CF = 0x04	Solicitar el estado de trabajo de cada uno de los pacientes	Transmisión	0xAA+ 0x04 + Checksum + 0x0D + 0x0A	
		Recepción	Ok	0xAA + 0x84 + [Paciente 1] + [Tipo de Señal P1] + [Frecuencia P1] + [InTensidad p1] + [Tiempo P1] + [Paciente 2] + [Tipo de Señal P2] + [Frecuencia P2] + [InTensidad p2] + [Tiempo P2] + [Paciente 3] + [Tipo de Señal P3] + [Frecuencia P3] + [InTensidad p3] + [Tiempo P3] + Checksum + 0x0D + 0x0A
			Error	0xAA + 0xFF + Checksum + 0x0D + 0x0A
CF = 0x05	Prueba de Comunicación	Transmisión	0xAA+ 0x05 + Checksum + 0x0D + 0x0A	
		Recepción	Ok	0xAA + 0x85 + Checksum + 0x0D + 0x0A

			Error	0xAA + 0xFF + Checksum + 0x0D + 0x0A
--	--	--	-------	--------------------------------------

Los comandos del software a la tarjeta de control se encuentran en el microcontrolador, y a la vez en software de monitoreo estos comandos son los la sintaxis de la comunicación de la tarjeta controladora con la software de control.

- Comandos de función tc → sc:Procesos que hace la tarjeta controladora hacia al software de control

Tabla 10. Descripción de la función tarjeta controladoras y software de control

COMANDO DE FUNCIÓN	DESCRIPCIÓN	COMUNICACIÓN	SINTAXIS
CF = 0x1F	Transmisión de la FC de un paciente específico	Transmisión	0xAA + 0x1F + [Id Paciente] + [FC] + Checksum + 0x0D + 0x0A
CF = 0x20	Señal de parada de un paciente específico	Transmisión	0xAA + 0x20 + [Id Paciente] + Checksum + 0x0D + 0x0A
CF = 0x21	Señal final del proceso de un paciente específico	Transmisión	0xAA + 0x21 + [Id Paciente] + Checksum + 0x0D + 0x0A

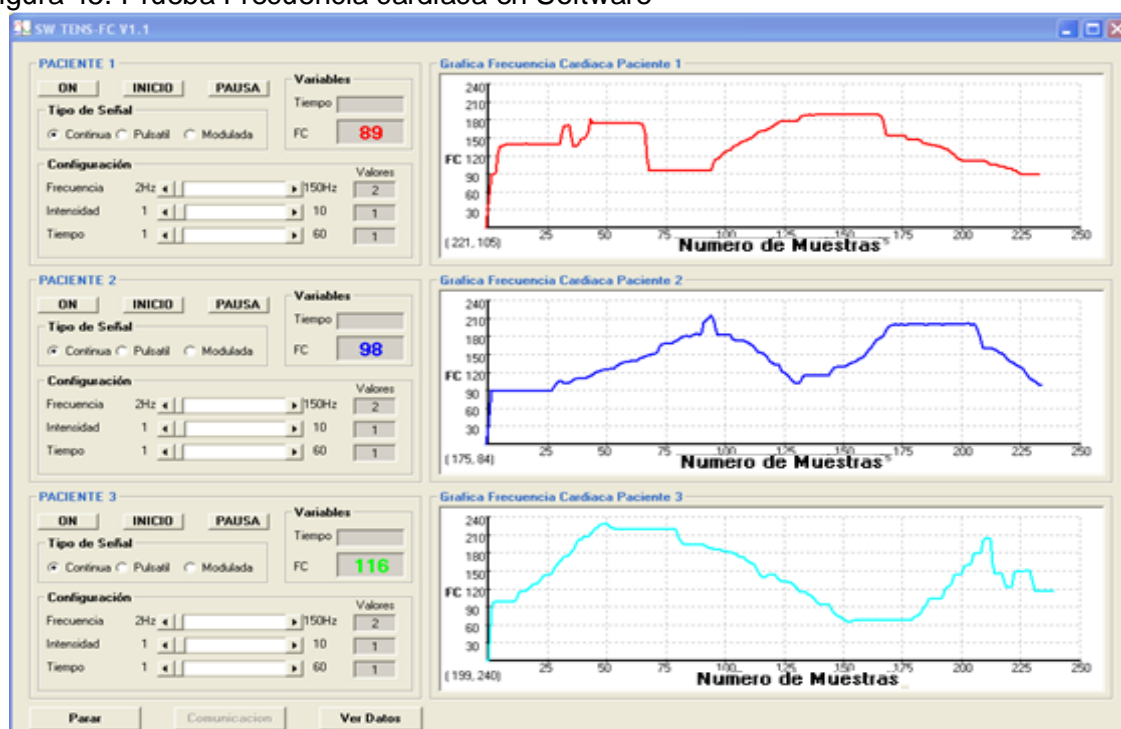
7. PRUEBAS Y RESULTADOS

Para lograr un funcionamiento del dispositivo se realizaron las siguientes pruebas:

7.1 PRUEBA DE LA FRECUENCIA CARDIACA

Prueba de los tres dispositivos transmisores T31 Polar® a una distancia cada uno de 1 metro y medio para observar las pulsaciones por minuto de cada paciente en la interfaz grafica.

Figura 45. Prueba Frecuencia cardiaca en Software



Al colocarse los cinturones Polar® T31 en cada paciente a la distancia indicada, los receptores Polar® captan la señal de cada uno de los pacientes y transmiten los datos al microcontrolador, este a su vez los transmite de forma inalámbrica al computador por medio de Xbee, en la interfaz grafica se puede observar que cada uno de ellos trabaja de una forma eficiente, y que los datos son graficados en la matriz como en el indicador numérico, estos resultados se corrobora por medio del reloj Polar® que indica de una forma exacta las pulsaciones del corazón. La matriz de la grafica después de que pasa las 250 muestras hace un barrido y limpia la pantalla para que de nuevo grafique. Una observación del reloj Polar® es que hace un filtro de promedio móvil que consiste en una toma de 9 muestras para dar

el resultado de la frecuencia cardiaca, esto lo hace para evitar los picos y no visualizar resultados aleatorios tan rápido en la pantalla, esta observación se hace porque todos los reloj Polar® están diseñados de esta forma mientras que la interfaz no hace un promedio ya que los pacientes están en una actividad de reposos y cualquier cambio de las pulsaciones se considera importante.

Ecuación 3. Promedio filtrado reloj Polar®

$$PF = \frac{M1 + M2 + M3 + M4 + M5 + M6 + M7 + M8 + M9}{9} = R1$$

PF= promedio filtrado, Mn es numero de muestras, R1 es el resultado.

7.1.1 Prueba de Receptores Polar® y un Transmisor T31

Esta prueba se realiza para saber si los receptores son dispositivos codificados y que puede ocasionar cuando un transmisor esta activo y dos receptores captan la señal.

Figura 46. Prueba con dos receptores Polar® un transmisor T31



En la figura 46 se ejecuta una prueba que consiste en dos receptores Polar® y un transmisor, estos dispositivos están a menos de un metro y medio, se observa que

el paciente muestra una frecuencia cardiaca en las primeras muestras de 83 pulsaciones por minutos, luego se activa el receptor del paciente 2 y nos acercamos al receptor del paciente uno, inmediatamente los datos se alteran y se pierden datos mostrando errores en la matriz. En la ventana de prueba de datos se puede contemplar que en la señal 1 de la segunda casilla con respecto de la segunda fila de la casilla dos que los datos se pierden ya que estos deberían estar con un margen de error de +/-1 con respecto a la fila 1 de la casilla 2, con esto se demuestra que los receptores y el transmisor no son de canal codificado y la solución es mantener una distancia considerable para que el microcontrolador pueda muestrear sin que los datos se pierdan y no se genere la alarma de colisión.

Para el caso de los receptores codificados estos trabajan colocando una serie de 5 bits, generando un encabezado de la trama para adicionando estos bits antes de la dirección de origen y de destino con el cual están asegurando la información de los datos, estos dispositivos son usados para entrenamiento de alto nivel ya que pueden estar en una sala 32 dispositivos sin que los datos lleguen de forma errada.

7.2 PRUEBAS DEL TENS

Las pruebas del Tens consisten en activar las funciones desde la interfaz gráfica y que el dispositivo responda, en general fueron: iniciar, pausar, termina y cambiar cada una de las señales (continua, pulsátil y modulada).

7.2.1 Señal Continua

Figura 47. Prueba señal continua paciente 1

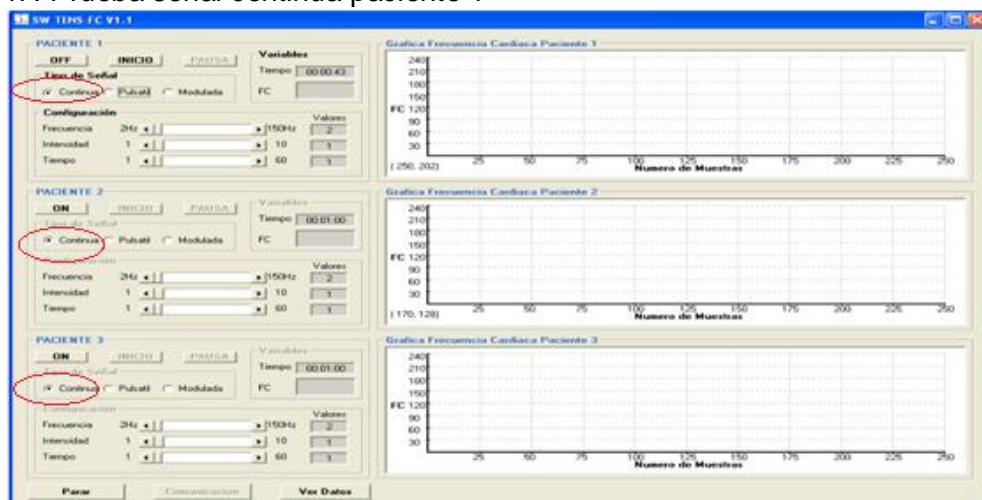
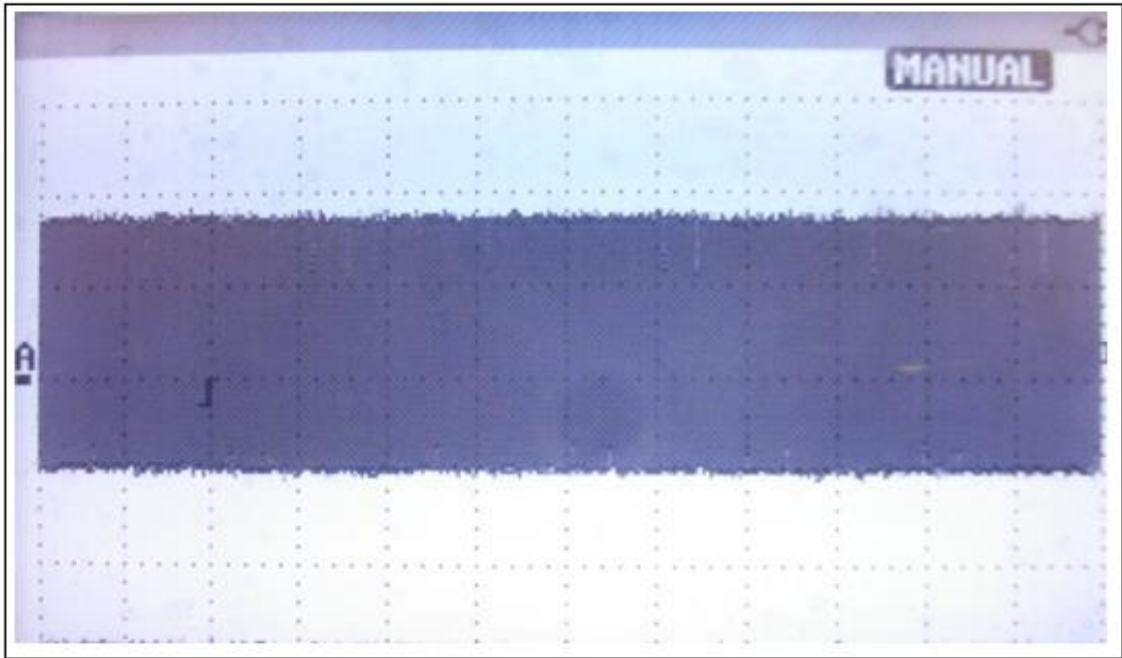


Figura 48. Señal continua del Tens paciente 1



En la figura 47 se configura los tres pacientes en una señal continua en diferentes tiempos de duración de la sesión y a diferentes frecuencias y intensidad, en la figura 48 se observa la señal característica de la señal continua, la frecuencia fue variada entre los rangos de 2Hz y 150Hz con una intensidad en una escala de 1 a 10. Otra de las razones de esta prueba es mirar se alguno de los dispositivos se caliente la tarjeta de control ya que esta le suministra la corriente a los Tens.

7.2.2 Señal pulsátil

Al analizar la señal continua y observar que no hay recalentamiento en el dispositivo se procede con la segunda señal correspondiente que es la pulsátil, se contempla en la figura 49 la configuración del sistema de monitoreo en el paciente uno, el tiempo y el tipo de señal a una frecuencia de 30Hz y una intensidad en escala de 4, y por último se da inicio para que el sistema active la sesión. En la figura 50 se observa la señal característica pulsátil, esta señal contiene intervalos de tiempo de 20mS entre cada trama y entre mayor se la frecuencia se obtendrá una sensación en el musculo de punción. Cuando los tres pacientes están activados y la frecuencia esta al máximo, se observa un pequeño atraso en el tiempo de las frecuencia cardiaca debido a que el microcontrolador está ejecutando varios de los proceso en paralelo, esta condición extrema es muy poco probable ya que el pacientes tendrían que tolerar una gran cantidad de corriente y por esta razón no se considera necesario ajustar esta condición además por motivos de cronograma y costos en materiales.

Figura 49. Prueba señal pulsátil paciente 1

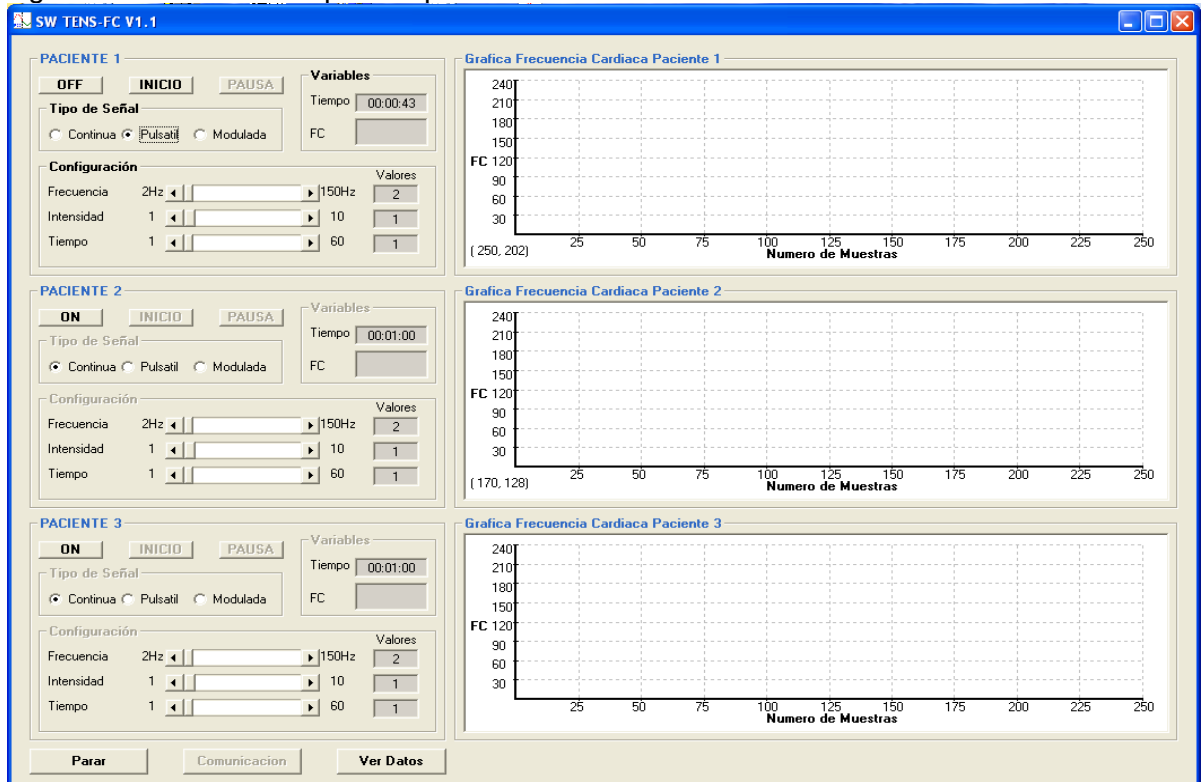
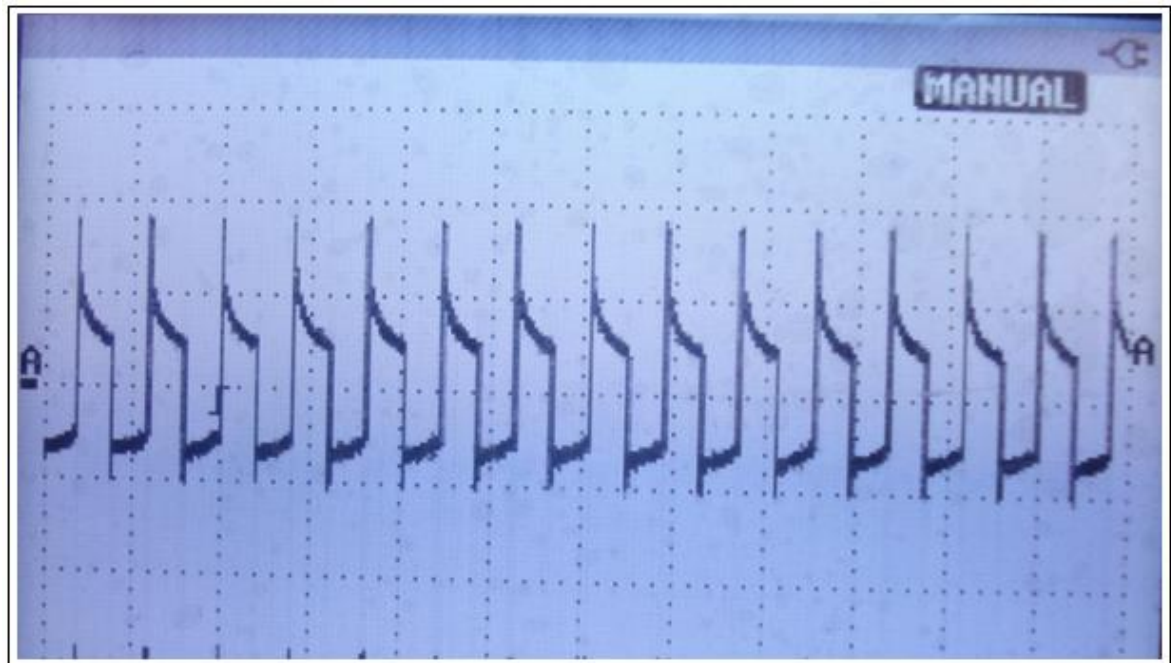


Figura 50. Señal pulsátil del Tens paciente 1



7.2.3 Señal Modulada

En la figura 51 se configura la interfaz de monitoreo, la señal que se observa en la figura 52 que contiene intervalos 3s a 9s a una frecuencia entre 2Hz – 150Hz no presenta ninguna anomalía en recalentamiento con respecto a la tarjeta de control y cuando la frecuencia esta al máximo no genera retardos en la señal de la frecuencia cardiaca debido al tiempo de los intervalos que contiene esta señal.

Figura 51. Prueba señal modulada paciente 1

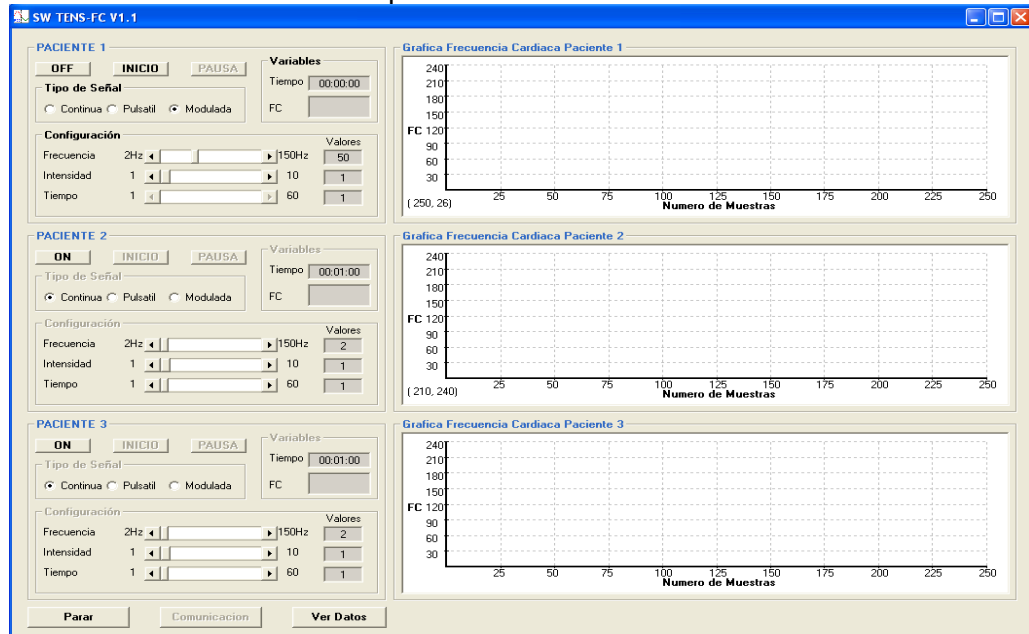
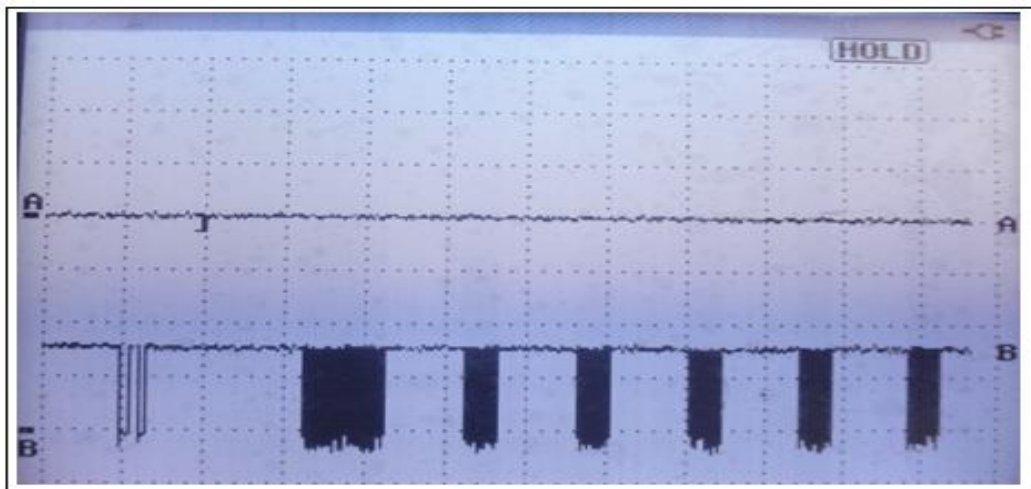
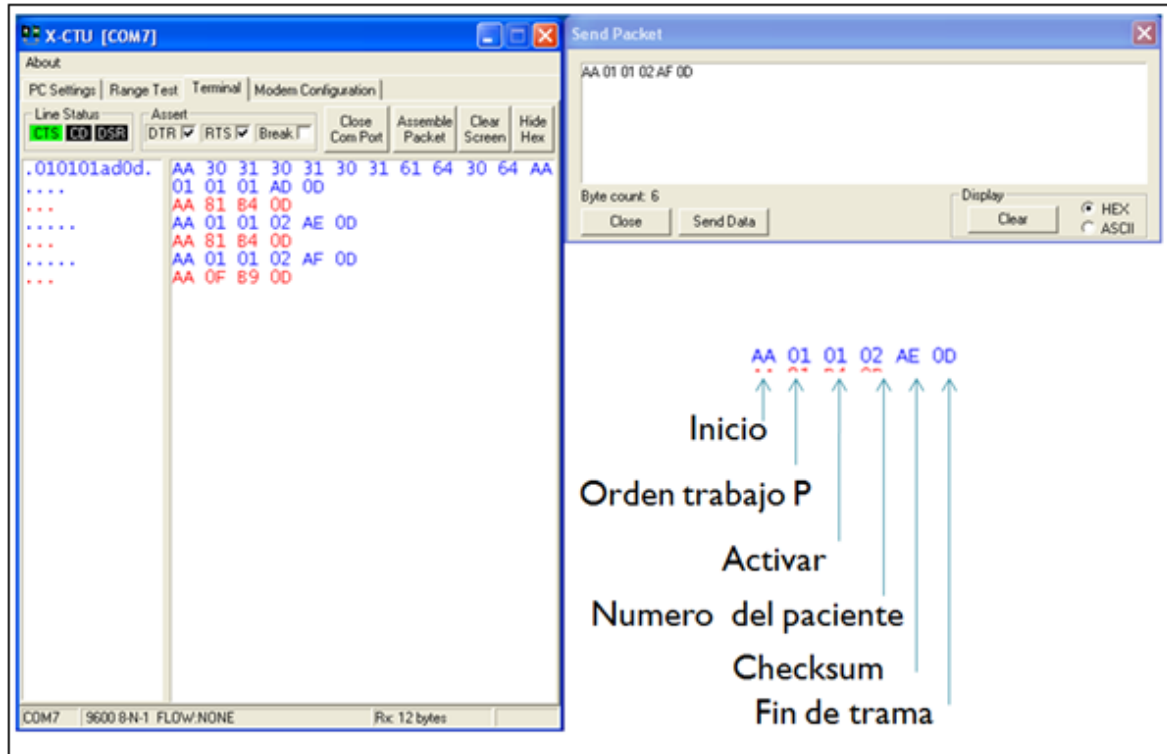


Figura 52. Señal modulada del Tens paciente 1



7.3 PRUEBA PROTOCOLO ZIGBEE

Figura 53. Prueba protocolo para zigbee en X-CTU



En la figura 53 se realiza la prueba del protocolo de zigbee que consiste en escribir el código en hexadecimal de la función de activar paciente 1 y 2 por medio del programa X-CTU, donde este programa permite observar si hay algún error al enviar el dato, este error se identifica por medio del checksum y la respuesta que entrega después de enviar el dato. Se envía el dato para activar el paciente 2 que es:

AA+ 01+01+02+AE+0D la respuesta es: AA+81+84+0D. Esta respuesta indica que se activo el dispositivo ya que se estableció que 81 es el dato que indica que llega de forma correcta, si la sumatoria del checksum diera de una forma distinta como en segundo caso que es:

AA+ 01+01+02+AF+0D la respuesta es: AA+0F+84+0D. Esta respuesta indica que no se activo el dispositivo ya que se estableció que 0F es el dato es erróneo, la sumatoria del checksum es AA+ 01+ 01+02 que es igual a AE como en el primer caso.

8. CONCLUSIONES

- Para la comunicación de los dispositivos Xbee que se encuentran en la tarjeta de control y en el puerto del computador que comunica la interfaz gráfica se implementa un protocolo empleado una estructura de Cabecera + Comando de Función + datos + Checksum + Fin de trama, de esta forma se asegura el éxito de las comunicaciones, es decir la tarjeta de control no procesa la información hasta no pasar los valores de cabecera, fin de trama y verificando la sumatoria de los datos por medio del Checksum dado que se establecen los comandos de recepción.
- La provocación de la contracción muscular se debe a la estimulación del nervio y la energía requerida para estimularlo es una cantidad muy pequeña equivalente a: $Q = I \times t$, donde I es la intensidad y t es la duración del impulso eléctrico. La intensidad o amplitud, se mide en mA y lo normal es que se muevan en un rango de 120 mA, para este caso cada dispositivo contiene 200 mA. La duración de los impulsos (t) se mide en microsegundos. La utilización adecuada de este parámetro asegura que cada grupo muscular, recibirá únicamente la cantidad de energía que necesita para ser estimulado con eficacia, ya que si es mayor a la que necesita, la carga eléctrica en exceso será desagradable, y si es menor, no será suficiente para una contracción eficaz.
- El algoritmo de procesamiento del sistema debe asegurar que cuando el dispositivo se active se asegure que todo el sistema este listo, para lograr esto el microcontrolador se debe configurar de tal modo que la velocidad de procesamiento sea 20 MHz con tiempo de ciclo de maquina de 50 us, adicionalmente el sistema de procesamiento en paralelo se modifica con atención de recursos por interrupcion de los modulos internos del sistema. Si no se cumplen con estas condiciones se obtendrá un resultado de los datos en forma ineficiente y no se ejecutarán todas las tareas en paralelo que requiere el sistema para el funcionamiento del proyecyo.
- El diseño de la tarjeta de control cuenta con la estructura suficiente, para lograr el rendimiento de consumo de energia, ya que cada uno de los Tens tiene un consumo de 200 mA y al activar los tres dispositivos su equivalente total es de 600 mA, donde se tiene en cuenta la capacidad de los elementos empleados para que no se genere un recalentamiento ni que se sature el sistema.
- Los dispositivos Polar® generan nueve muestras para promediar la frecuencia cardiaca esto se hace para que el dispositivo no varie de forma rapida y poder observar unas pulsaciones constantes, en el caso de la interfaz presentada, no muestrea esa cantidad de veces ya que los pacientes se encuentran en un

estado de reposo entre los rangos de 65 a 90 pulsaciones por minuto, las muestras de la interfaz es de uno para este caso, esto indica que genera todas las señales del paciente al menor cambio posible.

9. RECOMENDACIONES

- Asegurar que el computador tenga los driver del cable, para el funcionamiento del dispositivo configure en el puerto COM1. Dirigirse al manual de usuario que esta al final de la monografía.
- Para que el transmisor y receptor de la frecuencia cardiaca tenga un optimo desempeño, deben estar a una distancia maxima de 1 m, de esta forma la señal podrá ser graficada en la interfaz de usuario, hay que recordar que cuando el dispositivo esta monitoreando las tres frecuencias los pacientes deben estar a una distancia de 1.5 m, para que las señales no se sumen y muestren datos incorrectos.
- El Tens estimula la piel por medio de impulsos eléctricos, se recomienda que cuando se conecte un paciente la frecuencia y intensidad del software estén en cero para asegurar la integridad del paciente ya que puede pasar corriente y generar un contraccion muscular brusca y lastimar el musculo.
- Para que la piel no sufra quemaduras cuando esta en la sesión con el Tens se recomienda usar un gel para humedecer los electrodos ya que despues de un tiempo sin tener un lubricante reseca la piel generando quemaduras sin que el paciente se de cuenta.
- La posición de la antena de los dispositivos Xbee siempre debe permanecer en posición horizontal, para obtener una mayor cobertura del enlace entre los dispositivos.
- Los tratamientos de recuperación física con dispositivos de estimulación transcutánea son recomendados para personas mayores de 14 años: adolescentes, adultos jóvenes, adultos mayores, y personas de la tercera edad. Se recomienda con las personas de tercera edad tener una mayor observación en el monitoreo del ritmo cardiaco o a personas que tengan enfermedades que puedan ocasionar alguna lesión mayor. Se advierte que personas con contra indicaciones como: Personas con marcapasos, personas con tumores y metástasis, personas con trombosis, tromboflebitis y varices personas diabéticas y epilépticas, personas con alteraciones de la sensibilidad, no utilizar en el seno carotídeo, no utilizar en personas con procesos hemorrágicos, no utilizar en estados febriles y/o infecciosos, no utilizar en el abdomen en mujeres embarazadas, no utilizar en personas hipersensibles o muy nerviosas.

GLOSARIO

BIOELÉCTRICAS: Es propia de los sistemas biológicos. Su fuente es el potencial transmembrana, el cual ante ciertas condiciones puede variar para generar una diferencia de potencial (potencial de acción). (Dicc, 2003)

BIOELÉCTRICOS: Los potenciales bioeléctricos del ser humano son magnitudes que varían con el tiempo. Los valores de dicha medida pueden variar entre distintos individuos por diversos factores. (Dicc, 2003)

BERNARD CLAUDE: Fue un biólogo teórico, médico y fisiólogo francés. Fundador de la medicina experimental, entre sus aportaciones a la medicina.(Elec, 2004)

CMRR: La razón de rechazo al modo común es uno de los parámetros de un amplificador operacional es uno de los parámetros de un amplificador operacional (Elan, 2008)

CATABOLITOS: Transformación en energía de los materiales asimilados por los tejidos. Es una de las fases del metabolismo.(Elec, 2004)

DIADINÁMICAS: Las corrientes diadinámicas son una modalidad clásica de electroterapia de baja frecuencia a partir de la rectificación simple o doble de una corriente (Elec, 2004)

ELECTROESTIMULACIÓN: Es la técnica que utiliza la corriente eléctrica, para provocar una contracción muscular, mediante un aparato llamado electroestimulador, para entrenar o tratar los músculos, buscando una finalidad terapéutica o una mejora de su rendimiento. (Elec, 2004)

ELECTROESTIMULADOR: Es un generador de corriente, que produce impulsos eléctricos con la energía suficiente para generar un potencial de acción (PA) en las células excitables: musculares o nerviosas. (Elec, 2004)

ELECTROCARDIOGRAFO: Instrumento utilizado para registrar la actividad del miocardio con el fin de detectar las anomalías en la transmisión del impulso cardiaco a través del tejido conductor del músculo. (Fisi, 1994)

ELECTROCARDIOGRAFÍA: Permite el diagnóstico de alteraciones cardiacas específicas. (Dicc, 2003)

ELECTROCARDIOGRAMA: Registro gráfico obtenido del paciente por mediante un electrocardiógrafo. (DICC, 2003)

EFEECTO PLACEBO: fenómeno por el cual los síntomas de un paciente pueden mejorar mediante un tratamiento con una sustancia placebo, es decir, una sustancia inerte a los fines de lo que estaría causando los síntomas del paciente en un primer lugar. (Dicc, 2003)

FRECUENCIA: es una medida para indicar el número de repeticiones de cualquier fenómeno o suceso periódico en la unidad de tiempo. El resultado se mide en hertz (Hz), en honor a Heinrich Rudolf Hertz. Un hertz es aquel suceso o fenómeno repetido una vez por segundo. (Elan, 2008)

FRECUENCIA: es una medida para indicar el número de repeticiones de cualquier fenómeno o suceso periódico en la unidad de tiempo. El resultado se mide en hertz (Hz), en honor a Heinrich Rudolf Hertz. Un hertz es aquel suceso o fenómeno repetido una vez por segundo. (Elan, 2008)

HIPERTENSIÓN ARTERIAL REFLEJA: Producida por la excitación de los nervios sensitivos. (Neur, 1994)

IONTOFORESIS: Introducción de sustancias con carga eléctrica en el organismo, mediante el empleo de la corriente continúa. (Manu, 1985)

INTERFERENCIA: Señales externas a nuestro sistema, que pueden seguir una evolución temporal en el tiempo y espacio. (Adqu, 2008)

INTENSIDAD: Se denomina intensidad de corriente eléctrica a la carga eléctrica que pasa a través de una sección del conductor en la unidad de tiempo. En el Sistema Internacional de Unidades se expresa en C·s⁻¹ (culombios partido por segundo), unidad que se denomina amperio. (Elan, 2008)

PROTOCOLO: O también Protocolo de Comunicación es el conjunto de reglas que especifican el intercambio de datos u órdenes durante la comunicación entre las entidades que forman parte de una red. (Chri, 2008)

PERCUTÁNEO: Procedimiento practicado por la piel o a través de la piel; se dice en particular de los métodos de aplicación de agentes terapéuticos: fricciones, baños, electroforesis. (Elec, 2008)

PACIENTE: .Persona enferma que sigue un tratamiento con el médico, alguien que sufre dolor o malestar (muchas enfermedades causan por molestias diversas). (Adqu, 2008)

POLAR®: Tecnología que permite obtener la frecuencia cardiaca de una persona por medio de un transmisor cinturón T31 y un receptor (Electro, 2009)

RUIDO: Se denomina ruido en la comunicación a toda señal no deseada que se mezcla con la señal útil que queremos transmitir. (Calc, 2008)

SHOCK: Afectación potencialmente mortal que se presenta cuando el cuerpo no está recibiendo un flujo de sangre suficiente, lo que puede causar daño en múltiples órganos y tejidos. Requiere tratamiento médico inmediato y puede empeorar rápidamente. (Addi, 2008)

T.E.N.S: Estimulación nerviosa transcutánea. Analgesia inducida por estimulación eléctrica transcutánea o percutánea, para el alivio o bloqueo del dolor crónico o agudo. (Elec, 2004)

TRANSCUTÁNEO: A través de la piel. Que es capaz de atravesar la piel. El estímulo eléctrico transcutáneo del nervio es una técnica en la cual las corrientes eléctricas suaves son aplicadas a las áreas de la piel. (Elec, 2008)

TROFISMO: Es el desarrollo, nutrición y mantención de la vida de los tejidos, puede ser estudiado a nivel de la piel, tejido celular. (Dicc, 2003)

VISUAL BASIC: Lenguaje de programación desarrollado por Alan Cooper para Microsoft. Constituye un IDE (entorno de desarrollo integrado o en inglés Integrated Development Enviroment) que ha sido empaquetado como un programa de aplicación, es decir, consiste en un editor de código (programa donde se escribe el código fuente), un depurador (programa que corrige errores en el código fuente para que pueda ser bien compilado), un compilador (programa que traduce el código fuente a lenguaje de máquina), y un constructor de interfaz gráfica. (Hpip, 2008)

BIBLIOGRAFÍA

- Biolaectricas, A. s. (2008). *electrocardiogramas (ECG)*. Recuperado el 25 de julio de 2008, de http://dac.escet.urjc.es/PFC/cristina_rodriguez/FMem.html
- Compugreiff. (2009). *compugreiff Computador AMD*. Recuperado el 15 de Enero de 2009, de <http://www.compugreiff.com/computadores/computador-amd-phenom-ii-x4-945.html>
- Controls, M. V. (17 de 02 de 2010). *Microsoft*. Recuperado el 17 de febrero de 2010, de <http://www.microsoft.com/downloads/details.aspx?FamilyID=25437D98-51D0-41C1-BB14-64662F5F62FE&displaylang=es#AdditionalInfo>
- EAGLE, M. (27 de Septiembre de 2009). Diagrama esquemático. Bogota.
- Electro, P. (2009). *Equipment Manufacturers*. Recuperado el 15 de febrero de 2009, de http://www.polar.fi/us-en/products/equipment_manufacturers/oem_products
- Electronics, D. (2009). *DISPOSITIVOS ELECTRONICOS Y DE COMPUTO*. Recuperado el 2 de febrero de 2009, de www.decelectronics.com/html/XBEE/XBEE.htm
- ELICOM. (2008). *Analgesia eléctrica*. Recuperado el 1 de abril de 2008, de <http://tens.iespana.es/tens/analgesia.htm>
- Enrique, B. L. (2008). *T. E. N. S. (Transcutaneous Electrical Stimulation Nerve) Nuevos avances en su aplicación terapéutica, en pacientes que han presentado retardo en la consolidación ósea*. Recuperado el 8 de agosto de 2008, de http://www.efisioterapia.net/articulos/leer.php?id_texto=197
- Fisioterapeuta, J. M. (2008). *Electroterapia*. Recuperado el 2008 de mayo de 2008, de <http://www.electroterapia.com/>
- Guru, S. S. (2007). Zigbee, Comunicación para Dispositivos. *García, Christian P*, <http://www.sg.com.mx/content/view/392>.
- Inalámbricos, Z. (s.f.). *ZigBee Allianc*. Recuperado el 3 de septiembre de 2008, de <http://domotica.net/rf/>

- Ingenieria, I. (2008). Modulos configuración zigbee y receptor.
- International, R. M. (15 de julio de 2009). datasheet Modulos Xbee Digi.
- Martín, J. M. (2004). Electroanalgesia. En *Electroterapia en fisioterapia* (págs. cap 2, 5).
- Neuromuscular, P. p. (2008). *Bioteconologia del norte*. Recuperado el 24 de julio de 2008, de <http://www.electroterapia.com.mx>
- Semiconductor, F. (2008). *Familia de microcontroladores HCS08*. Recuperado el 27 de julio de 2008, de http://www.freescale.com/webapp/sps/site/prod_summary.jsp?code=inDART-HCS08D&fsrch=1
- Technologic, p. (21 de mayo de 2008). receptor inalambrico polar.
- TENS, I. G. (2008). *Tens Mexico*. Recuperado el 20 de agosto de 2008, de http://www.quiminet.com/sh8/sh_armRsDFAAssvcdbcBu.htm
- TRENDnet., C. 2. (2009). *TRENDnet*. Recuperado el 2 de agosto de 2009, de http://www.trendnet.com/langsp/products/proddetail.asp?prod=150_TU-S9&cat=49
- Universidad de Guadalajara Alfredo Jiménez Barragán, J. C. (2008). *Analisis de Electrocardiograma por PC*. Recuperado el 27 de julio de 2008, de <http://proton.ucting.udg.mx/expodec/sep98/memoria/cc21/cc21.html>
- X-CTU, D. S. (26 de enero de 2010). X-CTU.

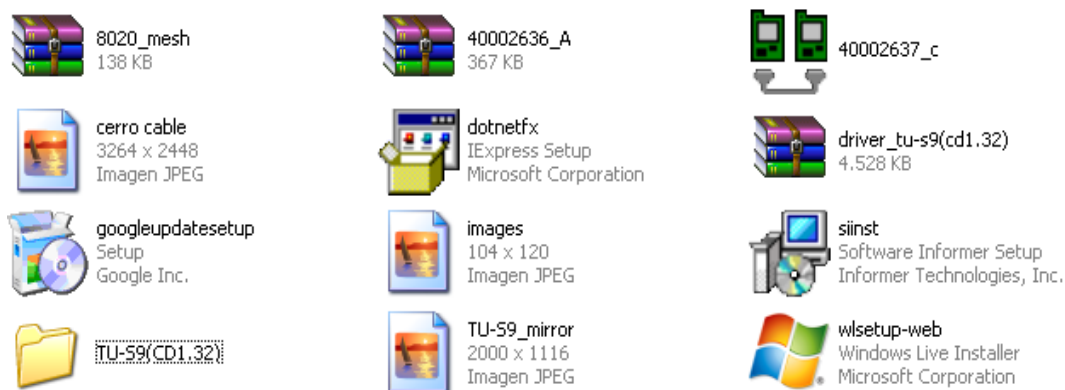
MANUAL DE USUARIO PARA EL MANEJO DEL DISPOSITIVO

Este manual recomienda seguir los pasos para que tenga éxito con el buen funcionamiento del dispositivo del software y la tarjeta controladora.

Paso 1. Conecte el cable Trendnet al puerto USB del computador.



Paso 2. Instalar el driver del cable Trendnet que bien en la carpeta del CD de driver con el nombre TU-S9(CD1.32).



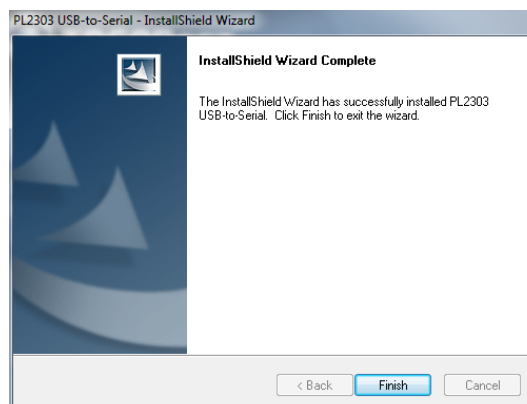
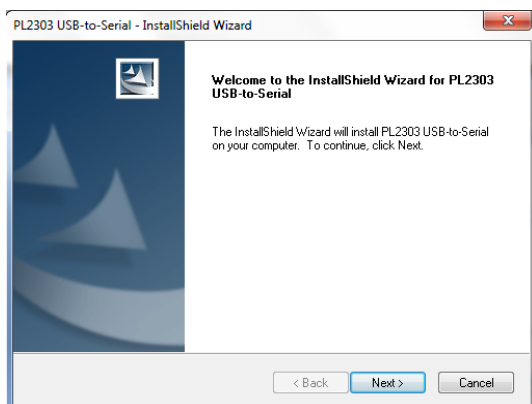
Cuando este dentro de la carpeta haga doble clic en el icono Autorun. Para dar inicio a la instalación.



Luego aparecerá una nueva ventana con la imagen del cable y un menú al lado derecho de la imagen haga clic en Install Driver.



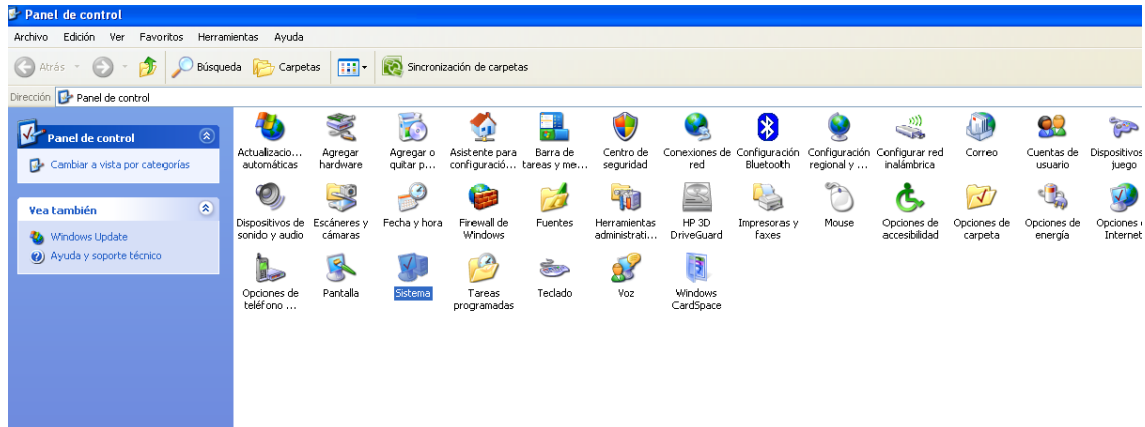
De nuevo haga clic en install y por último clic en finish



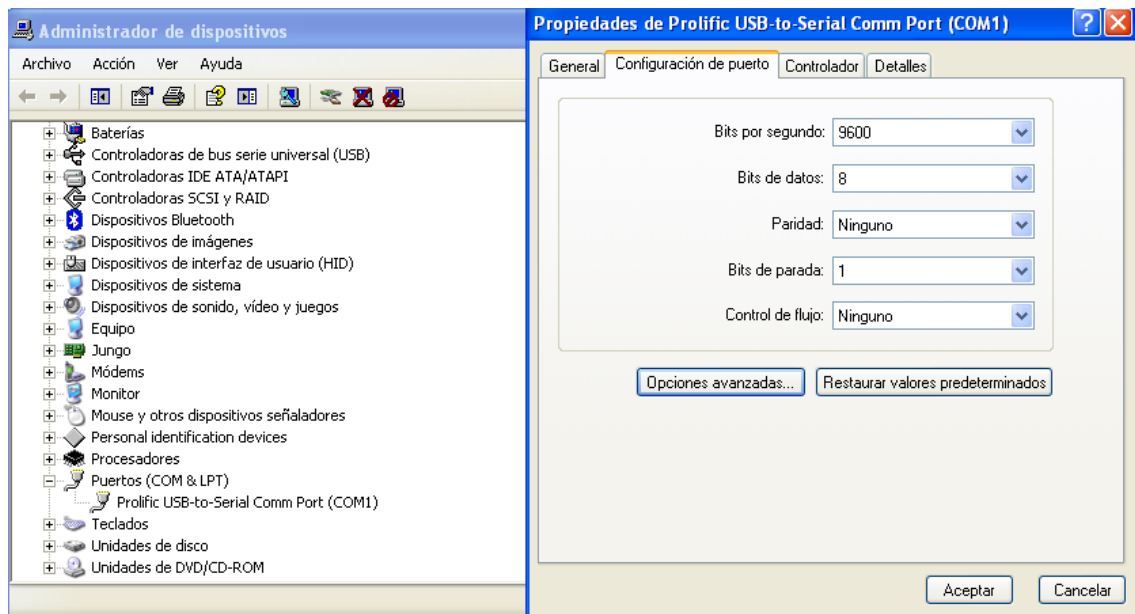
Hacer clic en Next y luego Finish con esto ya los driver del cable que dan instalado correctamente en el computador.

Ahora se configura el puerto de comunicación del puerto USB a COM 1 para que el dispositivo funcione, ya que el software está configurado para se comunique por este puerto.

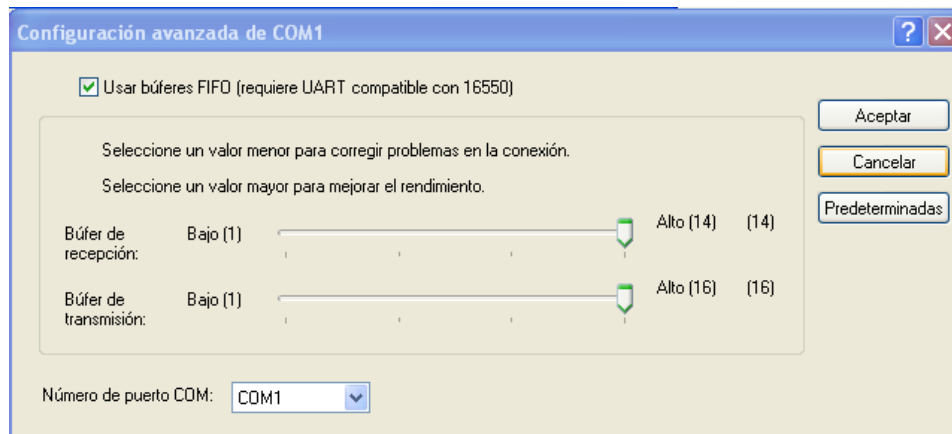
Pasó 3. Haga la siguiente secuencia en su computador Inicio – panel de control-sistemas, ya estando dentro de sistemas hacer clic en – hardware en caso de ser otro sistema operativo diferente a Windows Xp ir a administrador de dispositivos



Selecciona Puertos (COM& LPT) y se hace clic, luego se despliega una venta de propiedades de Prolific USB- to- Serial Comm Port(Com #) y se hace clic en configuración de puerto.

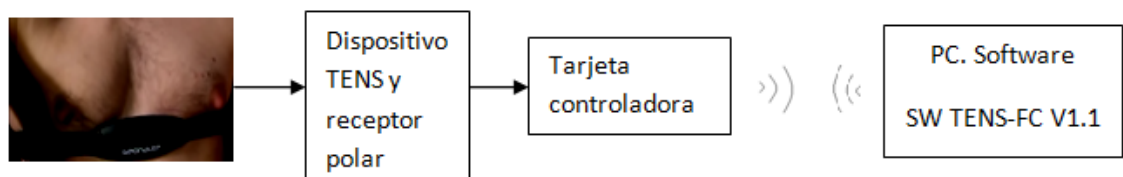


La configuración es: La velocidad de bit por segundo es 9600, bits de datos 8, paridad Ninguna, Bits de parada 1y control de flujo Ninguno. Para cambiar el puerto se hace clic en Opciones avanzadas, luego se hace clic en la flecha de los Número de puerto COM, desplegándose las opciones de COM1, se selecciona y clic en aceptar.

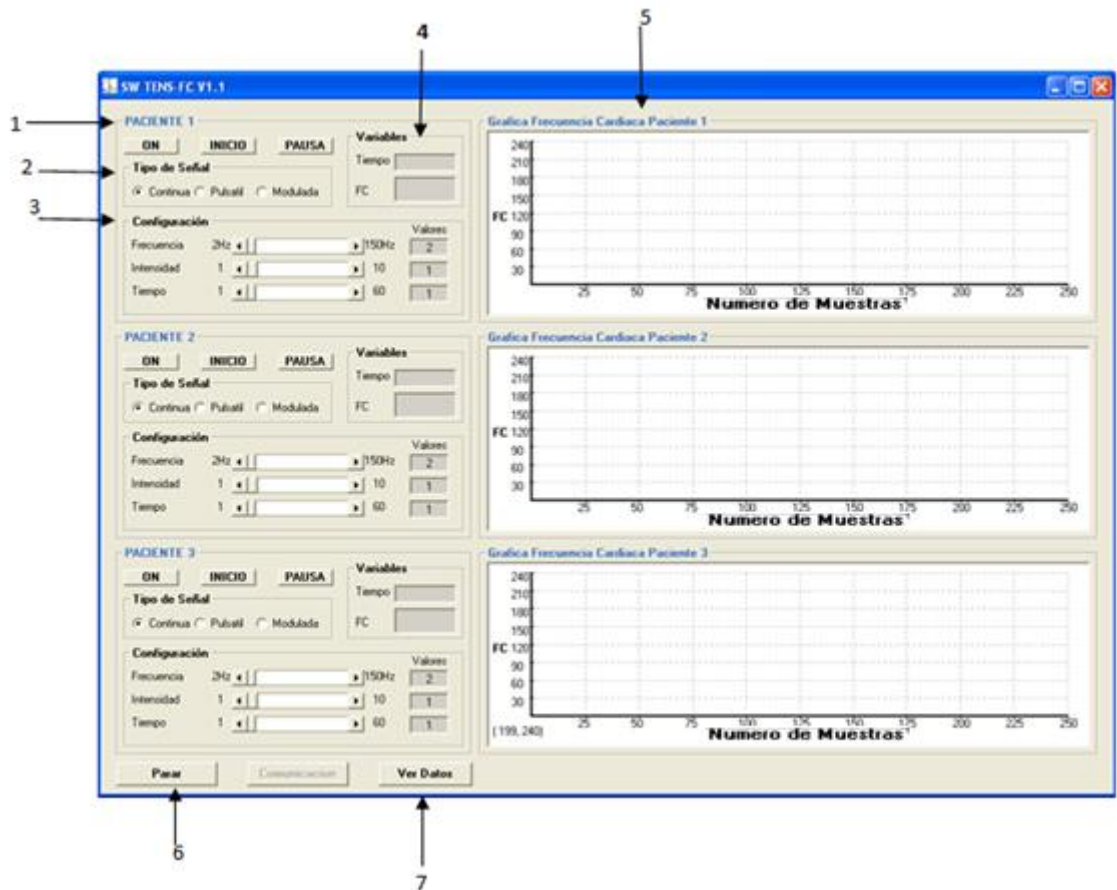


Paso 4. Se hace clic en el ejecutable de software de monitoreo y control.

Paso 5. Coloque el cinturón Polar® T31 sobre el pecho del paciente y el dispositivo Tens con el receptor polar a la tarjeta controladora. Recuerde que para el buen funcionamiento de los datos de polar cada uno de los cinturones con el receptor tiene que estar a una distancia de 1 metro y medio.



La interfaz grafica de usuario es el medio por el cual podrá monitorear las señales del corazón y podrá modificar las señales, frecuencia e intensidad del Tens y podrá colocar un tiempo de ejecución de cada paciente.



Descripción de del software:

1. Paciente: indica el modulo del paciente, el botón On activa el modulo, Inicio comienza la sesión, pausa la detiene.
2. Tipo de señal: indica las señales que tiene el Tens (Continúa, Pulsátil, Modulada;) selecciona cualquiera de las tres.
3. Configuración: Hay tres opciones de configuración, la frecuencia que varía en un rango de 2 Hz hasta 150Hz, la intensidad en una escala de 1 a 10 y el tiempo corresponde a la duración del dispositivo activo después, que se encuentra en el rango de 1 a 60 minutos.
4. Variables: El tiempo que fue programo para durar la sesión y la frecuencia cardiaca en pulsaciones por minuto.

5. Grafica de frecuencia cardiaca: muestra en el plano la grafica de la señal del la las pulsaciones por minuto del corazón

6. Parar: finaliza la sesión de todos los tres dispositivos.

7. Ver datos: verifica las señales del las pulsaciones con respecto al receptor polar y a las interrupciones del microcontrolador para generar las pulsaciones de la frecuencia cardiaca.

Modo de uso

1. Conecte el dispositivo de recepción al computador y energice.

2. Conecte el cinturón al paciente y el Tens.

3. Energice la tarjeta controladora.

3 Ejecute el software de monitoreo

4. configure el paciente ON, tipo de señal, tiempo e inicio. La frecuencia y la intensidad se aumentan dependiendo de la tolerancia del paciente.

