

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN CIRCUITO DE LLAMADO A  
ENFERMERA**

**GABRIEL RICARDO MORENO BOLIVAR**

**COD. 2003200664**

**DANIEL RICARDO NARVAEZ TOVAR**

**COD.2003201108**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA  
FACULTAD DE INGENIERIA  
PROGRAMA DE INGENIERIA ELECTRONICA  
NEIVA-HUILA  
2012**

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN CIRCUITO DE LLAMADO A  
ENFERMERA**

**GABRIEL RICARDO MORENO BOLIVAR**

**COD. 2003200664**

**DANIEL RICARDO NARVAEZ TOVAR**

**COD. 2003201108**

**Proyecto de grado para optar al título de ingeniero electrónico**

**Director:**

**NEISAR SALAZAR RAMIREZ**

**Ingeniero Electrónico.**

**Asesores:**

**CARLOS ANDRES PERDOMO SILVA**

**Ingeniero electrónico. Ingecom.**

**UNIVERSIDAD SURCOLOMBIANA**

**FACULTAD DE INGENIERIA**

**INGENIERIA ELECTRONICA**

**NEIVA-HUILA**

**2012**

**Nota de aceptación:**

-----  
-----  
-----  
-----

-----  
**Firma del presidente del jurado**

-----  
**Firma del primer jurado**

-----  
**Firma del segundo jurado**

**Neiva, Febrero 18 del 2013**

A Dios por el cual todo es posible, a mi padre RICARDO MORENO RODRIGUEZ, a mi madre MIRYAM BOLIVAR AYALA por estar todos los días de su vida conmigo apoyándome, por enseñarme los valores que debe tener una persona para consigo misma y para con los demás, a mis hermanos por impulsarme a ser el mejor ejemplo para ellos, a mis familiares, amigos y maestros por apoyarme y contribuir a mi educación y formación.

GABRIEL RICARDO MORENO BOLÍVAR

Primero que todo a nuestro Dios que es la persona que nos permite lograr y hacer todo en nuestra vida; a mi señor padre Alirio Narvaez el cual con todos sus esfuerzos hizo posible que me convirtiera en la persona que soy hoy en día; a mi madre que está en el cielo, la cual es mi ángel que me ilumina y me protege. A mis hermanos por apoyarme todos los días de mi existencia, a la mujer que en estos momentos está compartiendo conmigo todos los momentos de su vida y para terminar, a todas las personas que a diario comparten momentos felices y de tristeza conmigo, gracias.

DANIEL RICARDO NARVAEZ TOVAR

## **AGRADECIMIENTOS**

Agradecemos a Dios, porque nos ha dado todas las cosas, lo que somos y lo que tenemos; a nuestros padres quienes han sacrificado su vida por nosotros para que vivamos de la mejor forma posible, ellos que con su ejemplo nos han mostrado la importancia de trabajar, de ser responsables, honestos, disciplinados y ordenados; a nuestros compañeros de la universidad con quienes compartimos muy buenos momentos de amistad y de estudio, a nuestros maestros quienes han hecho un gran aporte en nuestra formación personal y profesional.

## CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCION.....	16
1. REQUERIMIENTOS.....	17
2. DISPOSITIVOS SELECCIONADOS.....	18
3. FUNCIONAMIENTO GENERAL.....	20
4. DISEÑO DEL HARDWARE.....	21
4.1 ETAPA DE CONTROL.....	21
4.2 ETAPA DE POTENCIA.....	24
5. CIRCUITOS ESQUEMATICOS DEL CIRCUITO DE LLAMADO A ENFERMERA.....	25
6. DISEÑO PCB DEL HARDWARE DEL CIRCUITO DE LLAMADO A ENFERMERA.....	28
7. SOFTWARE Y SIMULACIÓN DEL CIRCUITO DE LLAMADO A ENFERMERA.....	30
7.1 LA FUNCIÓN DE LOS DISPLAYS.....	31
7.2 LA FUNCIÓN PRINCIPAL MAIN().....	32
8. INTERFAZ PARA MÉDICOS Y ENFERMERAS.....	33
9. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBA DEL HARDWARE.....	39
10. IMPLEMENTACIÓN.....	41
CONCLUSIONES.....	42
RECOMENDACIONES.....	43

pág.

BIBLIOGRAFIA..... 44

ANEXOS ..... 45

## LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Diagrama de bloques del circuito de llamado a enfermera. ....	21
Figura 2. Circuito para la supervisión y evaluación del personal. ....	23
Figura 3. Fuentes independientes para evitar ruidos en el sistema microcontrolado. ....	24
Figura 4. Circuito esquemático de la tarjeta de entradas. ....	25
Figura 5. Circuito esquemático de la tarjeta de control. ....	26
Figura 6. Circuito esquemático de la tarjeta de salidas. ....	27
Figura 7. Ubicación de los componentes en la tarjeta de entradas. ....	28
Figura 8. Ubicación de los componentes de la tarjeta de salidas. ....	28
Figura 9. Ubicación de los componentes de la tarjeta de control. ....	29
Figura 10. Diagrama de flujo del software diseñado. ....	30
Figura 11. Interfaz para médicos y enfermeras. ....	33
Figura 12. Salir de la aplicación. ....	34
Figura 13. Interfaz para el registro de los pacientes. ....	34
Figura 14. Interfaz para el registro de enfermeras. ....	35
Figura 15. Interfaz de estado de camillas de los pacientes. ....	36
Figura 16. Interfaz para el registro de observaciones de pacientes. ....	37
Figura 17. Interfaz para consultar el historial. ....	37
Figura 18. Diagrama de flujo de la interfaz para médicos y enfermeras. ....	38
Figura 19. Configuración y test de comunicación de los módulos X BEE. ....	45
Figura 20. Pestaña modem configuration. ....	46



## LISTA DE CUADROS

pág.

Cuadro 1. Prueba final de las funciones del circuito de llamado a enfermera.....	40
--	----

## LISTA DE ANEXOS

	pág.
Anexo A. Configuración de los módulos X BEE.....	45
Anexo B. Información técnica de los dispositivos.....	477
Anexo C. Diagrama del centro de salud Carmen Emilia Ospina.....	58

## GLOSARIO

**ÁNODO:** el ánodo es un electrodo en el cual se produce la reacción de oxidación.

**BAQUELITA:** se trata de un fenoplástico que hoy en día aún tiene aplicaciones interesantes. Este producto puede moldearse a medida que se forma y endurece al solidificarse. No conduce la electricidad, es resistente al agua y los solventes, pero fácilmente mecanizable.

**BCD:** en sistemas de computación, Binary-Coded Decimal (BCD) o Decimal codificado en binario es un estándar para representar números decimales en el sistema binario, en donde cada dígito decimal es codificado con una secuencia de 4 bits.

**CIRCUITO IMPRESO:** en electrónica, un circuito impreso o PCB (del inglés printed circuit board), es un medio para sostener mecánicamente y conectar eléctricamente componentes electrónicos, a través de rutas o pistas de material conductor, grabados en hojas de cobre laminadas sobre un sustrato no conductor, comúnmente baquelita o fibra de vidrio.

**DECODIFICADOR:** un decodificador es un circuito combinacional, cuya función es inversa a la del codificador, esto es, convierte un código binario de entrada (natural, BCD, etc.) de  $N$  bits de entrada y  $M$  líneas de salida ( $N$  puede ser cualquier entero y  $M$  es un entero menor o igual a  $2^N$ ), tales que cada línea de salida será activada para una sola de las combinaciones posibles de entrada. Estos circuitos, normalmente, se suelen encontrar como decodificador/demultiplexor. Esto es debido a que un demultiplexor puede comportarse como un decodificador.

**DISPLAY DE 7 SEGMENTOS:** el visualizador de siete segmentos (llamado también *display*) es una forma de representar números en equipos electrónicos. Está compuesto de siete segmentos que se pueden encender o apagar individualmente. Cada segmento tiene la forma de una pequeña línea.

**HARDWARE:** corresponde a todas las partes tangibles de un sistema informático: sus componentes eléctricos, electrónicos, electromecánicos y mecánicos; sus cables, gabinetes o cajas, periféricos de todo tipo y cualquier otro elemento físico involucrado.

**MICROCONTROLADOR:** un microcontrolador es un circuito integrado que incluye en su interior las tres unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y periféricos de entrada y salida.

**MULTIPLEXACIÓN:** en telecomunicación, la multiplexación es la combinación de dos o más canales de información en un solo medio de transmisión usando un dispositivo llamado multiplexor.

**OPTOACOPLADOR:** un optoacoplador, también llamado optoaislador o aislador acoplado ópticamente, es un dispositivo de emisión y recepción que funciona como un interruptor excitado mediante la luz emitida por un diodo LED que satura un componente optoelectrónico, normalmente en forma de fototransistor o fototriac.

**PIN:** en electrónica se denomina pin, palabra inglesa que significa clavija, terminal o patilla a cada uno de los contactos metálicos de un conector o de un componente fabricado de un material conductor de la electricidad.

**RUIDO ELECTRICO:** se denomina ruido eléctrico, interferencias o parásitos a todas aquellas señales, de origen eléctrico, no deseadas y que están unidas a la señal principal, o útil, de manera que la pueden alterar produciendo efectos que pueden ser más o menos perjudiciales.

**SOBRETENSIÓN:** desde el punto de vista eléctrico, una sobretensión eléctrica, es un aumento de tensión que pueden causar graves problemas a los equipos conectados a la línea, desde su envejecimiento prematuro a incendios o destrucción de los mismos.

**SOFTWARE:** se conoce como software al equipamiento lógico o soporte lógico de un sistema informático; comprende el conjunto de los componentes lógicos necesarios que hacen posible la realización de tareas específicas, en contraposición a los componentes físicos, que son llamados hardware.

**TRANSISTOR:** el transistor es un dispositivo electrónico semiconductor que cumple funciones de amplificador, oscilador, conmutador o rectificador. El término "transistor" es la contracción en inglés de transfer resistor ("transferencia de resistencia").

**TRANSMISOR:** un transmisor es un equipo que emite una señal, código o mensaje a través de un medio. Para lograr una sesión de comunicación se requiere: un transmisor, un medio y un receptor.

**TRIAC:** un Triac o Tríodo para Corriente Alterna es un dispositivo semiconductor, de la familia de los transistores. La diferencia con un tiristor convencional es que éste es unidireccional y el TRIAC es bidireccional. De forma sencilla podría decirse que el TRIAC es un interruptor capaz de conmutar la corriente alterna.

**TRICLORURO DE HIERRO:** el cloruro de hierro (III) o tricloruro de hierro (tradicionalmente llamado cloruro férrico) es un compuesto químico utilizado a escala industrial perteneciente al grupo de los haluros metálicos, cuya fórmula es  $\text{FeCl}_3$ .

**VDC:** voltios de corriente directa (corriente continua).

## RESUMEN

Este proyecto de grado nace por el deseo de servir a la comunidad, es gratificante hacer un aporte para que las personas enfermas se sientan cómodas y seguras de que serán bien atendidas en el centro médico en donde se encuentran internas. Para cumplir con este objetivo se pensó en diseñar un circuito de llamado a enfermera que tenga dos características principales: la primera que sea posible establecer una comunicación sencilla entre el paciente y el personal médico mediante señalización visual y auditiva, logrando rapidez en la realización de la atención; la segunda crear un mecanismo de supervisión y evaluación del personal, para que esté obligado a cumplir con la función de atender a sus pacientes internos cuando son requeridos.

Para cumplir con este propósito se han usado dos componentes fundamentales: el microcontrolador PIC16F877A y el módulo de transmisión de datos inalámbricos X-BEE, junto con otros elementos como optoacopladores, displays de 7 segmentos y triacs que combinados de una manera efectiva mediante el hardware y software apropiados han cumplido con los objetivos propuestos.

## **ABSTRACT**

This grade project born from the desire to serve the community, it is gratifying to make a contribution for sick people can feel comfortable and safe that they will be well treated at the medical center where they are held to meet this goal we have designed a circuit to call that has two main features first it possible to establish easy communication between patient and medical through visual signaling and acoustic, and quickly achieving the realization of care, second to create a mechanism for monitoring and evaluation of personnel required to fulfil to care for their in patients when required.

For fulfil this purpose, two main components have been used PIC16F877A microcontroller module and wireless data transmission X-BEE, along with other elements such as optocouplers, 7-segment displays and triacs that combined effectively the hardware and software have met the appropriate objectives.

## INTRODUCCIÓN

En los últimos años se han establecido diferentes organizaciones mundiales que procuran el cumplimiento de los derechos humanos, uno de los puntos fundamentales para el bienestar de las personas es la salud, y todos los países han venido generando políticas y leyes para lograr que este servicio sea equitativo y efectivo a la vez; en Colombia el servicio de salud está dividido en público y privado, los usuarios de la salud pública demandan algunas falencias en el sistema, argumentando que el servicio es de mala calidad, ya sea por mala atención por parte del personal o por demoras en los procedimientos requeridos por los pacientes; por el contrario la salud privada en el país funciona adecuadamente y presenta mejores críticas por parte de los usuarios, quienes gozan de una mejor y más rápida atención por parte de sus EPS.

Para que esta diferencia se haga menos evidente es posible desarrollar servicios y productos de ingeniería electrónica que sean de igual o mejor calidad, a un precio más bajo que el que existe en el mercado actual, sin dejar de ser competitivo, mejorando el servicio dentro de las instalaciones que lo requieren, teniendo en cuenta el bajo costo y la efectividad como características fundamentales.

Los dispositivos electrónicos son muy versátiles y se pueden adaptar para resolver muchas situaciones que se pueden presentar en un medio. En este trabajo de grado se pretende desarrollar y optimizar un circuito conocido como llamado de enfermera, el cual cumple con dos funciones fundamentales: la primera, establecer una comunicación directa e instantánea entre el personal de enfermería con los pacientes y la segunda, crear un registro de datos que permita el control del personal médico mediante información como el número de camilla del paciente, la fecha, la hora de llamado, la hora de atención y el nombre de la persona que realizó la atención.



## 1. REQUERIMIENTOS

El circuito de llamado a enfermera debe ser un sistema que informe:

- De manera visual el lugar y número de la camilla de llamado en la que se encuentre el paciente, de manera que las enfermeras puedan determinar cual paciente necesita atención desde la sala de enfermeras, es importante que esta información o señalización sea clara y del tamaño suficiente pueda ser observada desde cualquier lugar.
- De manera auditiva mediante un sonido que indique el momento en el que el paciente realizo el llamado.
- La fecha, la hora y la camilla en que se hace un llamado así como la fecha la hora y la camilla en la que la enfermera da respuesta a esta atención, esto con el fin de garantizar que los pacientes tengan un buen servicio mediante este sistema. Esta información estará contenida en una base de datos y podrá ser visualizada por el personal médico.

Los pacientes deben tener fácil acceso al sistema de llamado de enfermera y su utilización debe ser sencilla. Este debe tener capacidad para atender a doce pacientes.

La comunicación entre el computador y el circuito de llamado a enfermera debe ser inalámbrica y el software de programación debe ser gratuito.

## 2. DISPOSITIVOS SELECCIONADOS

Para la información del número de camilla se han seleccionado dos *displays* rojos de ánodo común, su tamaño es de 122 x 90 milímetros, esto los hace ideales para colocar en la sala de enfermeras y así ellas puedan estar informadas. La señalización visual se complementa con bombillas que se colocan al lado de la camilla de cada paciente y que indican quien realizo el llamado. Para la señalización auditiva se utiliza un *buzzer* o timbre de 5 VDC que se activa en el momento en el que se realice un llamado.

Para el registro de la fecha, hora y número de camilla en la base de datos, el circuito de llamado a enfermera debe conectarse al computador de la sala de enfermeras. Esta conexión se realiza de manera inalámbrica mediante los dispositivos X-BEE de la empresa Digi que por sus características son adecuados para este propósito. El computador de la sala de enfermeras debe tener ciertos requerimientos que le permitan funcionar adecuadamente en este proyecto, estos son:

- Sistemas operativos admitidos: Windows Server 2003 Service Pack 2; Windows Server 2008; Windows Vista; Windows Vista Service Pack 1; Windows XP Service Pack 2; Windows XP Service Pack 3.
- Sistemas de 32 bits: equipo con procesador Intel o compatible a 1 GHz o superior (se recomienda 2 GHz o superior. Se admite un único procesador).
- Sistemas de 64 bits: procesador a 1,4 GHz o superior (se recomienda 2 GHz o superior. Se admite un único procesador).
- 512 MB de RAM como mínimo (se recomienda 1 GB o más).
- 1 GB de espacio disponible en disco.

El aplicativo o interfaz para médicos y pacientes se realiza con el *software* Visual Basic Express 2010, este permite desarrollar aplicaciones para Windows de forma visual y compilarlas como ejecutable. Se ha escogido desarrollar el aplicativo mediante este *software* debido a que tiene la capacidad de conectarse con bases de datos SQL. Es necesario instalar en el computador de la sala de enfermeras el *software* SQL server 2008 Express que posee herramientas de administración y es indicado para aplicaciones de servidor y almacenes de datos locales. La principal ventaja de esta solución para el *software* que se instala en el computador de la sala de enfermeras es que es gratuito su uso y no se necesitan licencias.

En cada camilla se coloca un interruptor de llamado a enfermera y una bombilla de 120 VAC, de esta manera el paciente desde su camilla puede hacer un llamado presionando el interruptor, el encendido de la bombilla le indica que su petición está siendo observada.

El elemento más importante para el desarrollo de este proyecto es el microcontrolador 16F877A. Este elemento cuenta con 33 pines de entrada y salida de datos que lo hace ideal para controlar la comunicación inalámbrica desde el circuito de llamado a enfermera al computador mediante los módulos X-BEE, manejar los *displays* que se colocan en la sala de enfermeras para informar el número de camilla que solicita atención, recibir las señales de llamado de doce pacientes mediante los interruptores y enviar las señales de encendido y apagado de cada una de las bombillas de los pacientes.

### 3. FUNCIONAMIENTO GENERAL

El circuito de llamado a enfermera está elaborado para cumplir con dos objetivos principales.

- Establecer una comunicación entre el paciente y el personal médico del hospital de manera sencilla con interruptores que se colocan en cada camilla.
- Generar un sistema de supervisión y evaluación del personal médico mediante el registro de la hora del llamado realizado y la hora de atención respectiva junto con la fecha y el número de camilla del paciente.

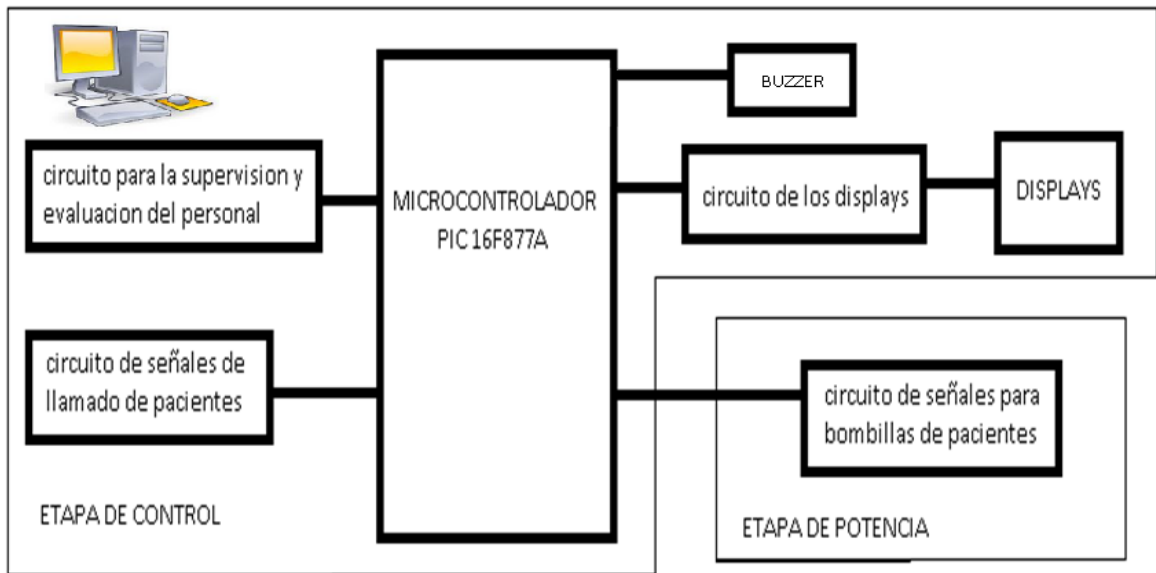
Este circuito de llamado a enfermera está diseñado para un máximo de 12 pacientes, cada uno de ellos tiene a su disposición un interruptor que al ser presionado se informa de manera visual en donde se encuentra ubicado mediante una bombilla y mediante dos *displays* de 7 segmentos se muestra el número de la camilla respectiva. De manera audible se informa al personal médico que se ha hecho un llamado mediante un timbre de 5VDC. Si dos o más pacientes han presionado el interruptor de llamado a enfermera en el mismo momento, las bombillas respectivas se iluminan indicando las camillas en donde se hacen los llamados y los *displays* muestran de manera ordenada uno por uno el número de las camillas en que se necesita atención por parte del personal médico o de enfermería.

Inmediatamente después de que un paciente presiona el interruptor, el circuito de llamado a enfermera comunica este suceso a un computador que registra el número de camilla, la hora y la fecha en que se realizó el llamado; la enfermera al presionar nuevamente el mismo interruptor, indica que ya efectuó la atención solicitada; de igual manera el computador registra la hora, la camilla y la fecha de atención, la bombilla se apaga y los *displays* también.

## 4. DISEÑO DEL HARDWARE

El circuito de llamado a enfermera está constituido por dos etapas fundamentales: la etapa de control y la etapa de potencia. En la figura 1 se puede apreciar el diagrama de bloques del circuito de llamado a enfermera.

Figura 1. Diagrama de bloques del circuito de llamado a enfermera.



### 4.1 ETAPA DE CONTROL

Aquí el elemento más importante es el microcontrolador PIC16F877A, encargado de controlar todos los procesos y funciones del circuito de llamado a enfermera. Este elemento se alimenta con un voltaje de 5VDC. Los bloques constitutivos de esta etapa son:

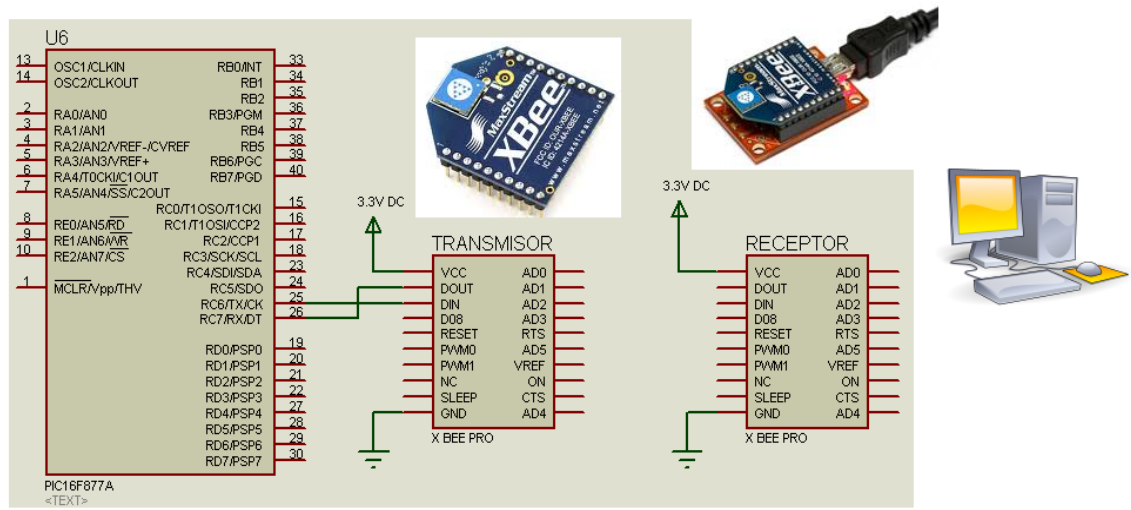
**Circuito de los displays:** este circuito está formado por el decodificador de BCD a siete segmentos 74LS47 que se utiliza para *displays* de ánodo común. Mediante una técnica de multiplexado por *software* se usa un solo decodificador y dos transistores para manejar los dos *displays* que muestran el número de camilla de los pacientes, ahorrando pines del microcontrolador y circuitos adicionales. El CI 74LS47 debe ser alimentado con 5VDC. Los *displays* son de ánodo común y trabajan con una tensión de 7.2VDC.

En esta etapa el microcontrolador envía por sus pines RD0, RD1, RD2 y RD3 el código en BCD de los diferentes números que se deben mostrar en los *displays* de manera secuencial; por ejemplo si el paciente de la camilla número 10 presiona el botón de llamado, en los pines RD0, RD1, RD2 Y RD3 se podrán medir los voltajes 0000, para el cero y después los voltajes 0001 para el uno; cuando se envía cada código BCD se activa el ánodo del *display* que le corresponde mostrar el número que representa y después se activa el ánodo del otro *display*, desactivando el anterior, para que el otro número sea mostrado, esto es realizado por medio de los pines RC2 y RC3 del microcontrolador 60 veces cada segundo. Cabe resaltar que a esta frecuencia, el ojo humano no puede percibir este parpadeo y ve como si los dos *displays* estuvieran encendidos al mismo tiempo. Este proceso se hace con el fin de ahorrar 4 pines del microcontrolador para enviar en BCD el número correspondiente al segundo *display*, así como el otro decodificador 74LS47 que debería usarse para ese número.

Al llegar el código en BCD de los números de camilla que solicita la atención al decodificador 74LS47, es codificado a 7 segmentos para *displays* de ánodo común. El CI 74LS47 tiene salidas de colector abierto, cada segmento está diseñado para soportar una corriente de 24 mA (miliamperios) en el estado ON y maneja cargas de hasta 15VDC.

**Circuito para la supervisión y evaluación del personal:** Este circuito está formado por dos módulos X-BEE mediante los que se establece una comunicación inalámbrica de datos serial entre el microcontrolador del circuito de llamado a enfermera y un computador que lleva el registro de los llamados y atenciones mediante una base de datos. Estos módulos de transmisión X-BEE operan con una tensión de 3.3VDC. El módulo transmisor se conecta al llamado de enfermera mientras que el módulo receptor está conectado al computador por medio de la tarjeta X-BEE EXPLORER USB logrando la comunicación mediante su protocolo ZIG BEE. En la figura 2 se puede observar un diagrama esquemático de este circuito.

Figura 2. Circuito para la supervisión y evaluación del personal.

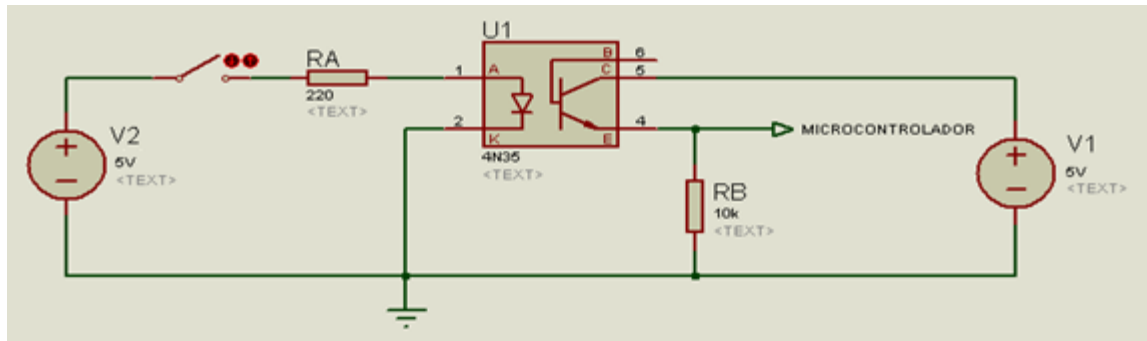


**Circuito de señales de llamado de pacientes:** Los pines usados para las señales de los pacientes son: RA0, RA1, RA2, RA3, RA4, RA5, RE0, RE1, RD0, RD1, RD2 y RD3, que se programan como entradas; cada una de ellas está conectada a un interruptor de llamado a enfermera, de manera que si se activa, se recibe un nivel alto de tensión y si se desactiva se recibe un nivel bajo de tensión. Mediante estos dos niveles de tensión de entrada, el *software* toma las decisiones respectivas de funcionamiento del microcontrolador para los *displays*, el indicador audible, las lámparas y la transmisión de datos.

El circuito está formado por un optoacoplador que aísla el circuito del diodo emisor de luz del circuito del optotransistor. Es necesario que las fuentes que alimentan estos circuitos sean independientes para que el optoacoplador pueda servir como escudo de corrientes y voltajes o ruidos que puedan dañar o alterar el funcionamiento esperado del microcontrolador y que pueden ser usuales en el medio en el que se hace el cableado dentro de un hospital. Ver la figura 3.

Cuando el paciente cierra el interruptor, se envía la señal para que encienda la bombilla que se encuentra en la camilla respectiva y se asegure de que el llamado está siendo efectivo.

Figura 3. Fuentes independientes para evitar ruidos en el sistema microcontrolado.



## 4.2 ETAPA DE POTENCIA

**Circuito de señales para las bombillas de pacientes:** Para manejar la energía de la red pública que encenderá las bombillas se usan triacs BT134 600D, que soportan una corriente en estado ON de 4 Amperios y un voltaje en estado OFF de 600 Volts, y optoacopladores MOC3031 o MOC3041 que tienen en su circuitería interna un detector de cruce por cero; con ello es posible reducir el número de condensadores para filtrar el ruido eléctrico y evitar que ocurran activaciones falsas.

En el momento que un paciente realiza un llamado de enfermera, la salida correspondiente del microcontrolador es activada, este nivel de tensión alto, llega a uno de los optoacopladores, (el que está conectado a esa salida del microcontrolador) que aísla físicamente el circuito de potencia del circuito de control, enviando una señal a la compuerta del triac que lo activa, encendiendo la bombilla de la camilla del paciente que hizo el llamado. La bombilla funciona con una tensión de 120VAC. Cuando la enfermera realiza la atención presiona nuevamente el interruptor de llamado a enfermera y la salida del microcontrolador desactiva la bombilla mediante un nivel lógico bajo en su salida.

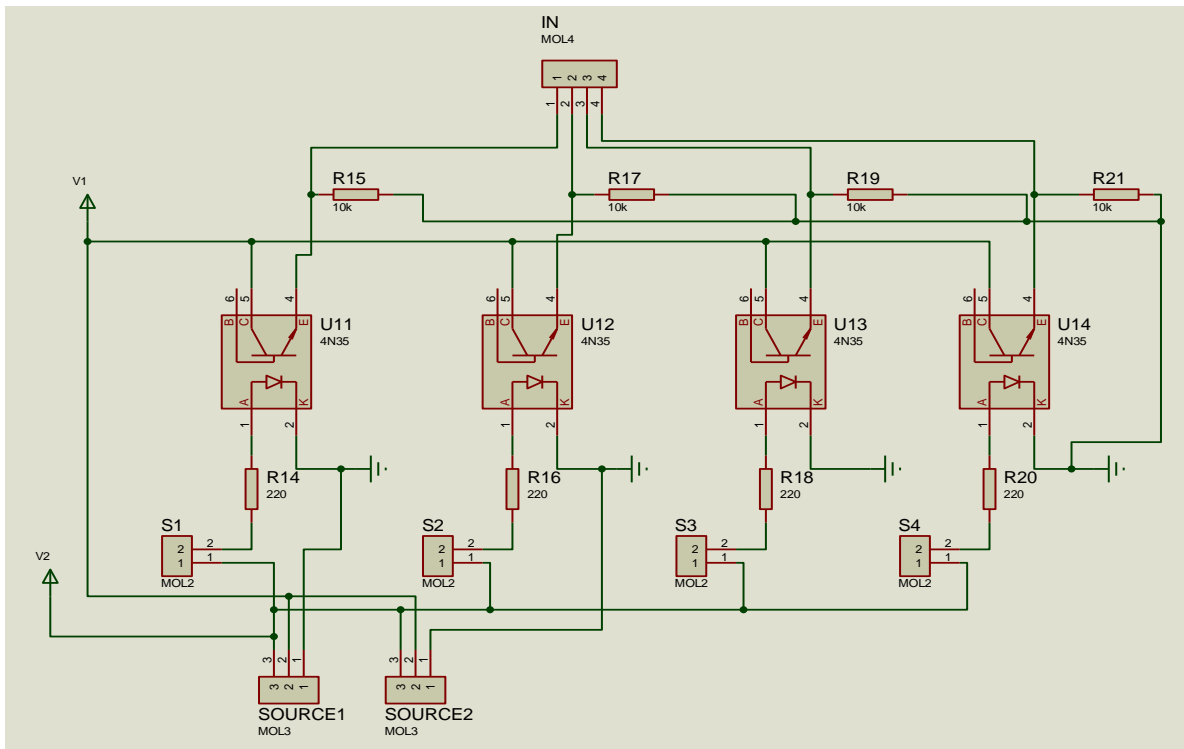
El circuito está formado por un optoacoplador MOC3031, una resistencia para la entrada (pin 1 del MOC3031), y una para la salida (pin 6 del MOC3031), un fusible de 1A como protección de corto circuito, un triac BT 134 600D, para manejar la energía alterna de la red pública y la bombilla de 120VAC. En la figura 6 se pueden observar cuatro circuitos de señales para las bombillas de pacientes, que forman la tarjeta de salidas.



## 5. CIRCUITOS ESQUEMATICOS DEL CIRCUITO DE LLAMADO A ENFERMERA

**Tarjeta de entradas:** compuesta por la circuitería necesaria para recibir las señales de llamado de cuatro pacientes mediante los interruptores S1 al S4. El conector SOURCE 1 recibe dos voltajes de 5VDC de dos fuentes independientes que alimentan el optoacoplador, cada fuente a su elemento interno correspondiente: el diodo emisor de luz o el optotransistor; además de la conexión a tierra que necesita la tarjeta. El conector SOURCE 2 transmite estas tensiones junto con la tierra a otra tarjeta de entradas que se necesite para ampliar el número de pacientes que se pueden atender con el circuito. El conector marcado como IN es el que conecta la o las tarjetas de entradas a la tarjeta de control. En la figura 4 se puede observar este circuito esquemático.

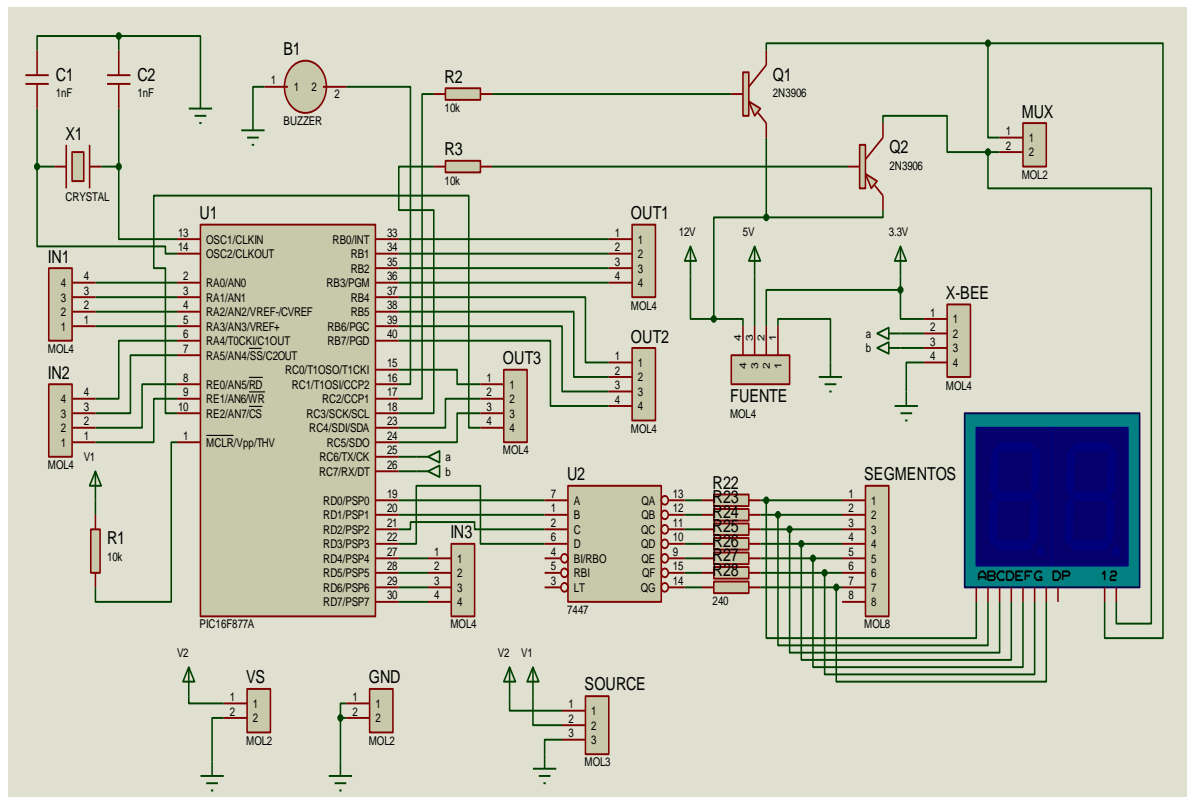
Figura 4. Circuito esquemático de la tarjeta de entradas.



**Tarjeta de control:** La tarjeta de control está formada por la circuitería necesaria para el manejo de los dos *displays*, el *buzzer*, el circuito oscilador para el microcontrolador y varios conectores.

El conector SEGMENTOS une la tarjeta de control a los cátodos de los *displays* y el conector MUX se encarga de enviar las señales de activación a los ánodos de los *displays* por medio de los transistores NPN 2N2222. Los conectores marcados de IN1 a IN3 se usan para conectar tres tarjetas de entradas, cada una con cuatro señales de pacientes para una capacidad de doce pacientes. Del mismo modo los conectores marcados desde OUT1 a OUT3 sirven para conectar tres tarjetas de salidas, cada una diseñada para manejar cuatro lámparas. El conector X-BEE se conecta al módulo X-BEE que envía la información al computador en donde se almacena la interfaz para los médicos y enfermeras. El conector FUENTE recibe las tensiones provenientes de la fuente de alimentación, estas tensiones son de 12VDC para alimentar los *displays*, 3.3VDC para alimentar el módulo X-BEE y 5VDC para alimentar los demás elementos que componen el circuito de llamado a enfermera. El conector VS recibe el voltaje de 5VDC que alimenta a los diodos emisores de luz de los optoacopladores de la tarjeta de entradas; el conector SOURCE lleva las tensiones que necesita la tarjeta de entradas y el conector GND lleva la conexión a tierra que necesitan las tarjetas de salidas. La figura 5 muestra el diagrama esquemático de la tarjeta de control.

**Figura 5. Circuito esquemático de la tarjeta de control.**

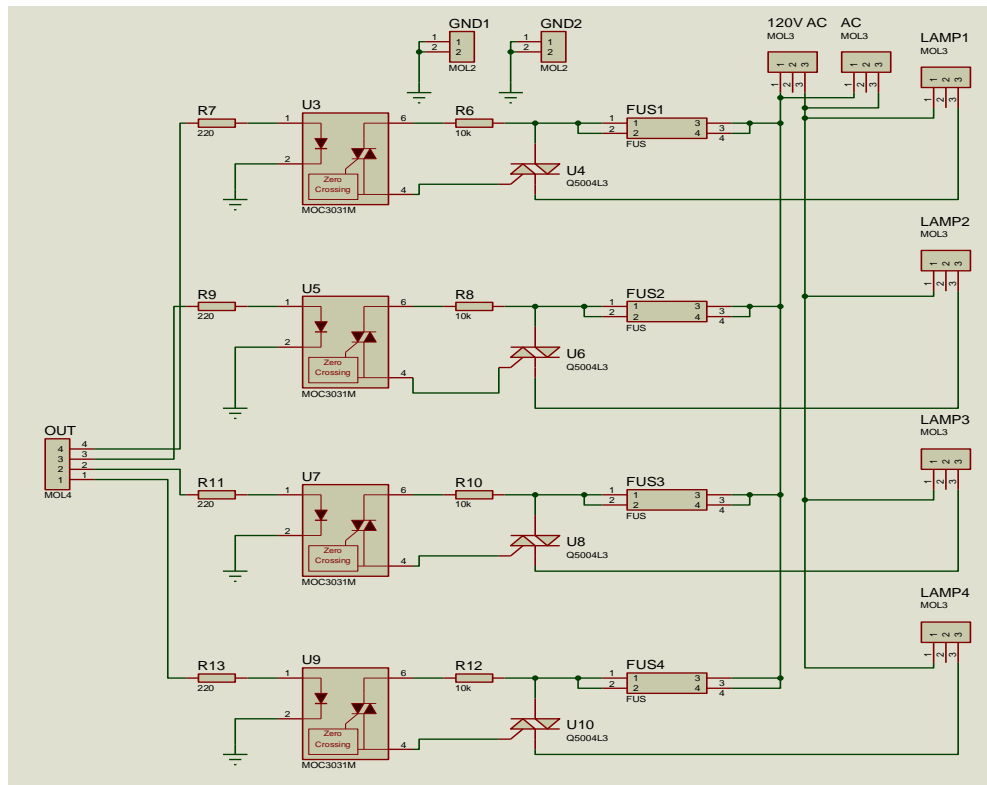


El valor de las resistencias que están conectadas al decodificador 74LS47 se puede calcular para que fluya una corriente de 20 miliamperios por cada una, teniendo en cuenta que el voltaje de los *displays* es de 7.2V y que la fuente que los maneja es de 12V:

$$R = \frac{(12 - 7.2)V}{20mA} = 240 \text{ ohms}$$

**Tarjeta de salidas:** en ella se encuentran los componentes para manejar cuatro salidas de potencia para las lámparas indicadoras de llamado. Los conectores LAMP1, LAMP2, LAMP3 y LAMP4 se usan para conectar la bombilla o lámpara. El conector 120VAC recibe la energía de la red pública necesaria para encender las bombillas, el conector AC se usa para llevar la energía de la red pública a otra tarjeta de salidas que se necesite en caso de incrementarse la cantidad de pacientes a atender si es necesario. El conector marcado como OUT es el que une la tarjeta de salidas con la tarjeta de control. El conector GND1 recibe la conexión a tierra que tiene la tarjeta de control y el conector GND2 lleva esa conexión de tierra a otra tarjeta de salidas que fuera incluida. La conexión a tierra debe ser una misma para todas las tarjetas del circuito junto con la carcasa del producto, esto para evitar voltajes flotantes e interferencias o ruidos. La tarjeta de salidas puede verse a continuación en la figura 6.

Figura 6. Circuito esquemático de la tarjeta de salidas.



## 6. DISEÑO PCB DEL HARDWARE DEL CIRCUITO DE LLAMADO A ENFERMERA

Cada una de las etapas del circuito de llamado a enfermera fue diseñada mediante el software PROTEUS de Labcenter Electronics. La tarjeta de entradas y la tarjeta de control hacen parte de la etapa de control, mientras que la tarjeta de salidas corresponde a la etapa de potencia. En las figuras 7, 8 y 9 puede observarse el hardware del circuito de llamado a enfermera:

Figura 7. Ubicación de los componentes en la tarjeta de entradas.

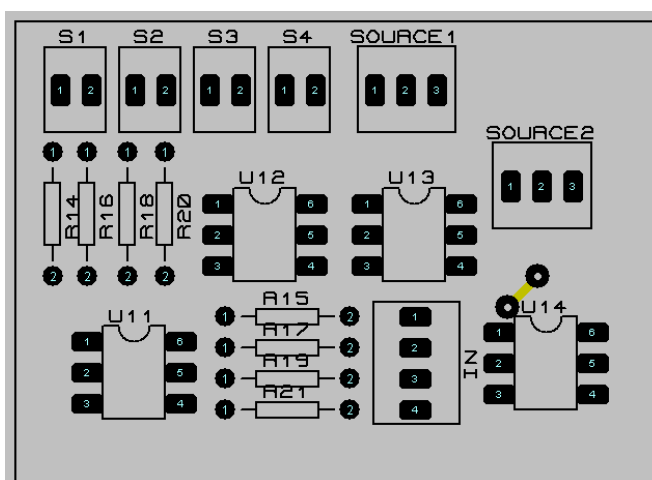


Figura 8. Ubicación de los componentes de la tarjeta de salidas.

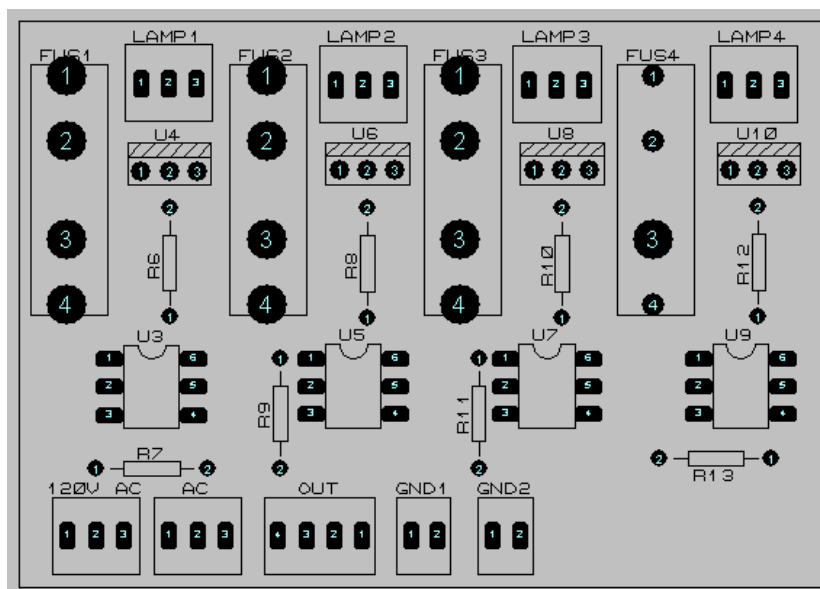
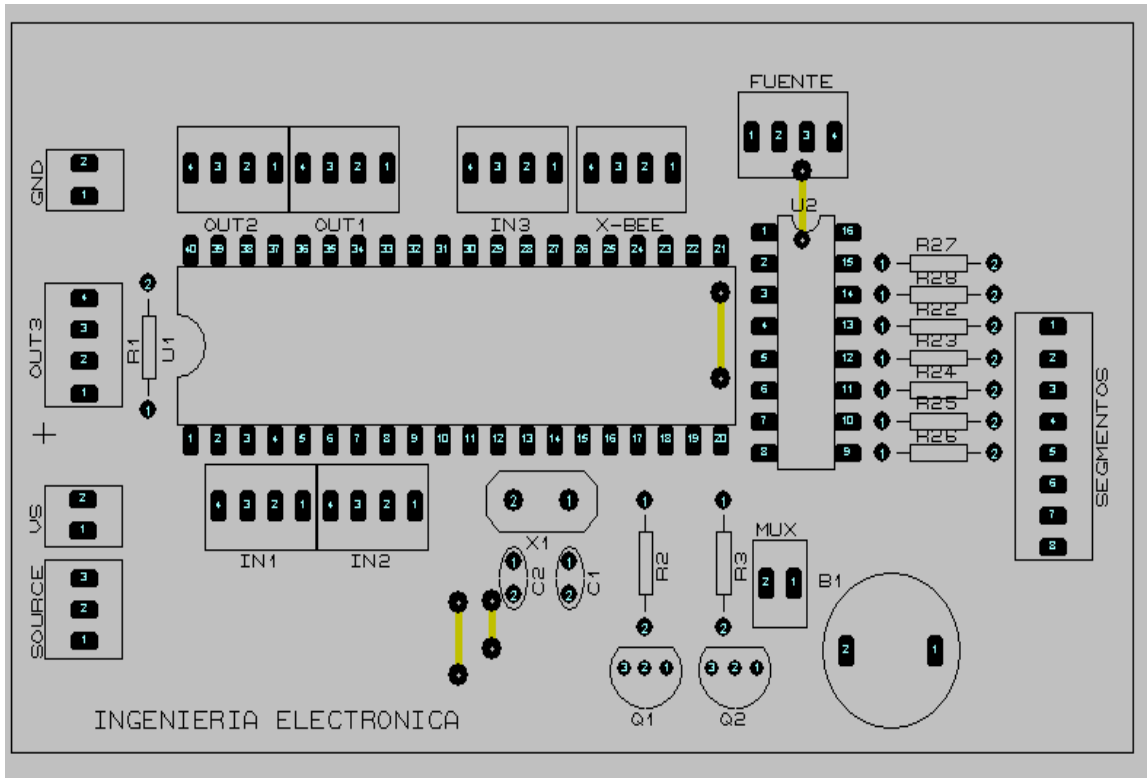


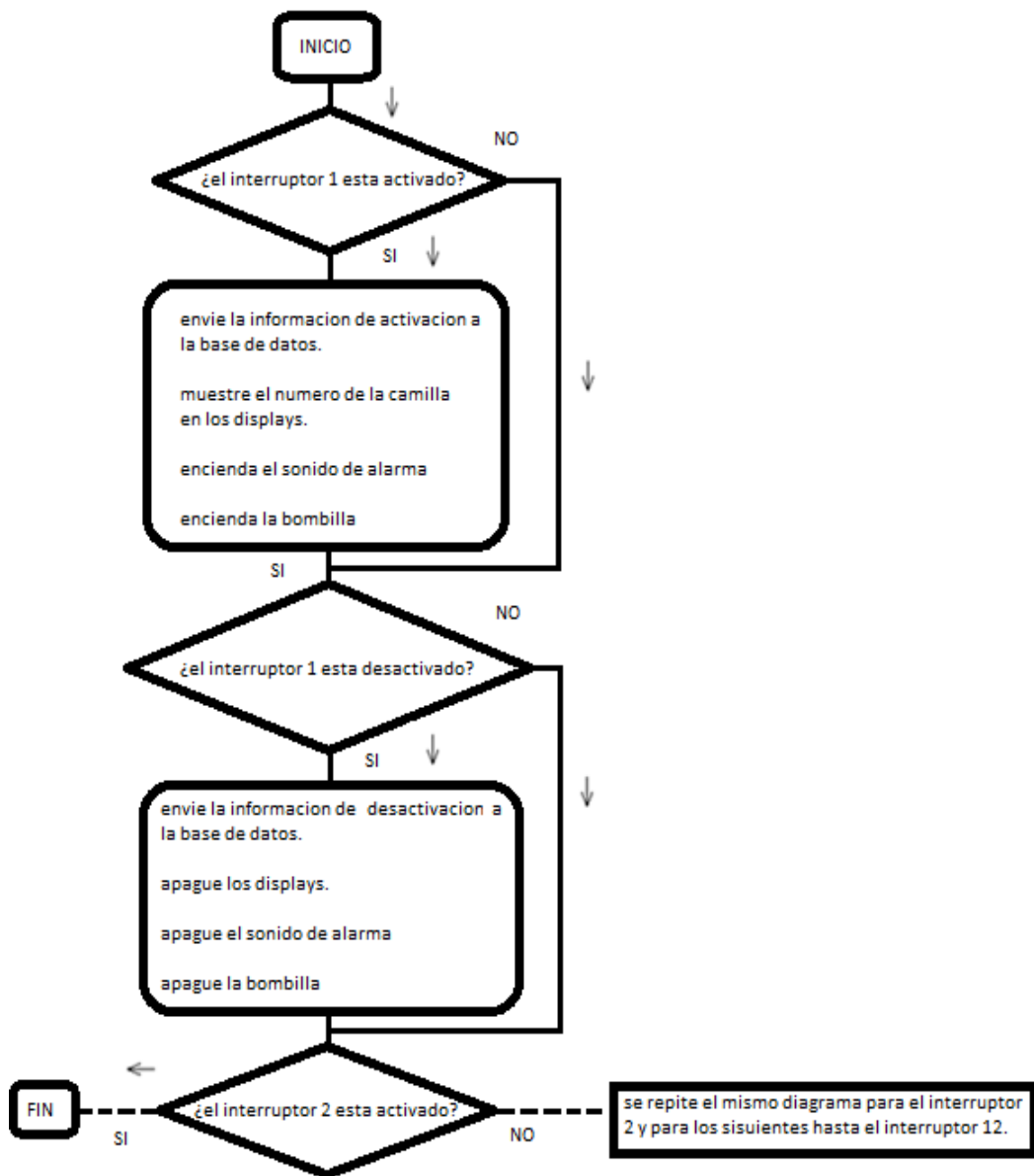
Figura 9. Ubicación de los componentes de la tarjeta de control.



## 7. SOFTWARE Y SIMULACIÓN DEL CIRCUITO DE LLAMADO A ENFERMERA

El software del microcontrolador fue desarrollado sobre el programa CCS debido a que su sintaxis es la más conocida por los exponentes de este proyecto, además que se encuentran muchos ejemplos y ayudas en la web que son importantes para tener en cuenta. En la figura 10 se observa el diagrama de flujo que resume la funcionalidad del circuito de llamado a enfermera.

Figura 10. Diagrama de flujo del software diseñado.



Las funciones principales para que el circuito cumpla su propósito de diseño son las siguientes:

## 7.1 LA FUNCIÓN DE LOS DISPLAYS

Esta función se llama mediante la interrupción INT\_RTCC que se produce por desbordamiento del TIMER0 en el microcontrolador, se encarga del multiplexado de los *displays* y de enviar los datos en código BCD por el puerto D, para ser luego mostrados adecuadamente. Esta función se ejecuta en todo momento del programa, en paralelo con la función principal main().

Es importante que los pines que controlan el encendido y apagado de los *displays*, realicen el multiplexado a una frecuencia adecuada para que se vea como si los dos estuvieran encendidos al mismo tiempo. El ojo humano puede ver este parpadeo si la frecuencia a la que ocurre es inferior a los 50 Hz.

De acuerdo con lo anterior se programó el timer0 para que la frecuencia de encendido y apagado (parpadeo) de los *displays* sea de 60 Hz:

$$F_{tmr0} = \frac{F_{osc}/4}{(256 - V_{tmr0}) * prescaler}$$

Donde:

$F_{osc}$ : es la frecuencia del cristal del microcontrolador que se eligió de 4 Mhz.

$V_{tmr0}$ : es el valor con el que se carga el registro del timer0, para este caso 0 (cero).

*prescaler*: es un circuito del microcontrolador que divide la frecuencia de entrada del timer0. Esta frecuencia se obtiene al dividir  $F_{osc}/4$ . para este proyecto se escogió un valor del *prescaler* de 64. Luego:

$$F_{tmr0} = \frac{4.000.000/4}{(256 - 0) * 64}$$

$$F_{tmr0} = 61,03 \text{ Hz}$$

## 7.2 LA FUNCIÓN PRINCIPAL MAIN()

En esta función se establecen las características de funcionamiento que se encuentran en el registro CONFIGURACION WORD del microcontrolador, se habilita el TIMER0 y la interrupción INT\_RTCC, se establecen los parámetros de la comunicación entre los módulos inalámbricos, se configuran los pines como entradas o salidas y se verifica cada una de las entradas de manera secuencial para determinar en todo momento si se está haciendo algún llamado o no.

Los bits del registro CONFIGURATION WORD, son muy importantes para que el circuito funcione como se espera. Los más importantes para el desarrollo del proyecto se mencionan a continuación.

**Power up timer:** este bit se coloca en 0, para que el microcontrolador se energice un momento después de que ha sido encendido el circuito, para esperar que el voltaje de la red pública se estabilice a causa del ruido eléctrico que se puede generar en este sistema.

**Flash program memory code protection:** al habilitar este bit (cero lógico) el código del programa queda protegido para que no pueda ser leído, es una manera de proteger los derechos de autor.

**Oscillator selection bits:** mediante estos bits se establece la frecuencia de trabajo del microcontrolador, de este modo la velocidad de multiplexado de los *displays* y de los datos que se envían en código BCD desde el microcontrolador.

Los registros del microcontrolador TRISX, se usan para configurar los pines del microcontrolador como entradas o salidas digitales o análogas. Por ejemplo en el registro TRISA, se encuentran representados los 5 pines del puerto A del microcontrolador mediante cada bit del registro. Al programar con un nivel bajo un bit, el pin correspondiente funciona como salida; inversamente con un nivel alto de programación se configura como entrada.

Los parámetros para lograr la transmisión de los datos desde el microcontrolador fueron los siguientes:

- Velocidad de la comunicación: 9600 baudios
- Tamaño de la palabra de datos: 8 bits.



## 8. INTERFAZ PARA MÉDICOS Y ENFERMERAS

La interfaz está construida bajo el software VISUAL BASIC 2010 EXPRESS, en ella se muestra la información correspondiente a la hora de llamado del paciente, la hora de atención de la enfermera, el número de camilla donde se hace el llamado y la fecha respectiva. La interfaz gráfica para los médicos y enfermeras se puede ver en la figura 11.

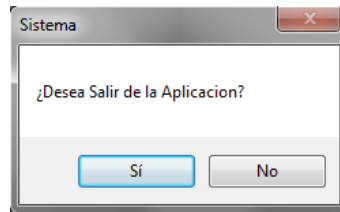
Figura 11. Interfaz para médicos y enfermeras.



Se puede observar en la parte superior de la figura 11 que la interfaz tiene 4 botones para elegir: salir, paciente, enfermera y camillas. El botón camillas se encuentra deshabilitado en primera instancia, debido a que no se ha registrado ningún paciente.

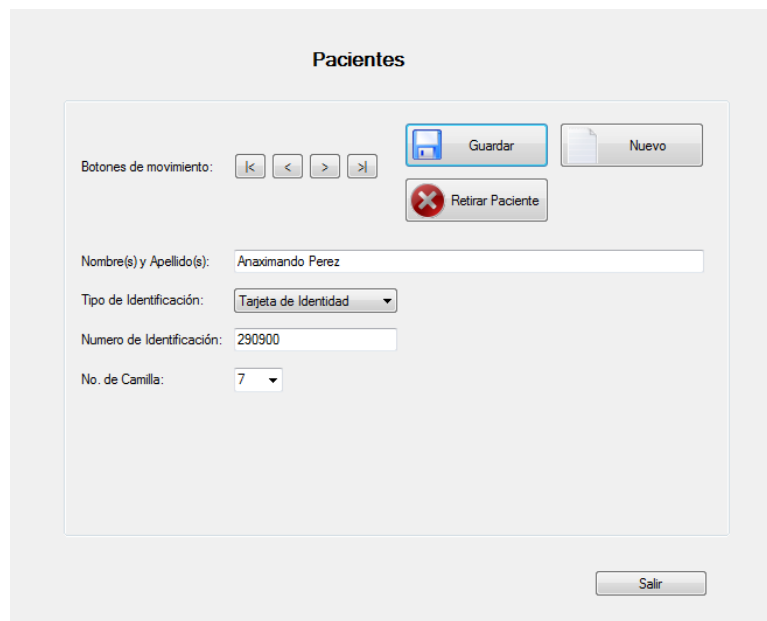
**Botón salir:** al hacer clic sobre esta opción aparece un cuadro de mensaje en el que se pregunta si desea salir de la aplicación. La figura 12 muestra la ventana que sale al presionar el botón salir.

Figura 12. Salir de la aplicación.



**Botón de pacientes:** aquí es posible registrar, almacenar y retirar la información de cada paciente; la información solicitada es: nombres y apellidos, tipo de identificación, número de identificación y número de camilla. Con los botones de movimiento se muestran los pacientes registrados que no han sido retirados. En la figura 13 se observa la ventana que sale al presionar el botón pacientes.

Figura 13. Interfaz para el registro de los pacientes.

A screenshot of a web application interface titled "Pacientes". The interface includes a "Botones de movimiento:" section with navigation buttons (|<, <, >, >|). There are three main buttons: "Guardar" (highlighted with a blue border), "Nuevo", and "Retirar Paciente" (with a red 'X' icon). Below these are input fields: "Nombre(s) y Apellido(s):" with the value "Anaximando Perez", "Tipo de Identificación:" with a dropdown menu showing "Tarjeta de Identidad", "Numero de Identificación:" with the value "290900", and "No. de Camilla:" with a dropdown menu showing "7". A "Salir" button is located at the bottom right.

**Botón enfermeras:** esta opción es semejante a lo que se muestra en el botón pacientes, con la diferencia de que aquí se registra la información de las enfermeras. La figura 14 muestra la ventana que aparece al presionar el botón enfermeras:

Figura 14. Interfaz para el registro de enfermeras.

Hospital - [Software Centro de Salud]

Camillas Enfermera Paciente Salir

### Enfermeras

Botones de movimiento: [K] [ < ] [ > ] [ >| ]

Guardar Nuevo

Retirar Enfermera

Nombre(s) y Apellido(s): Maria Alcalá

Tipo de Identificación: Cédula de Ciudadanía

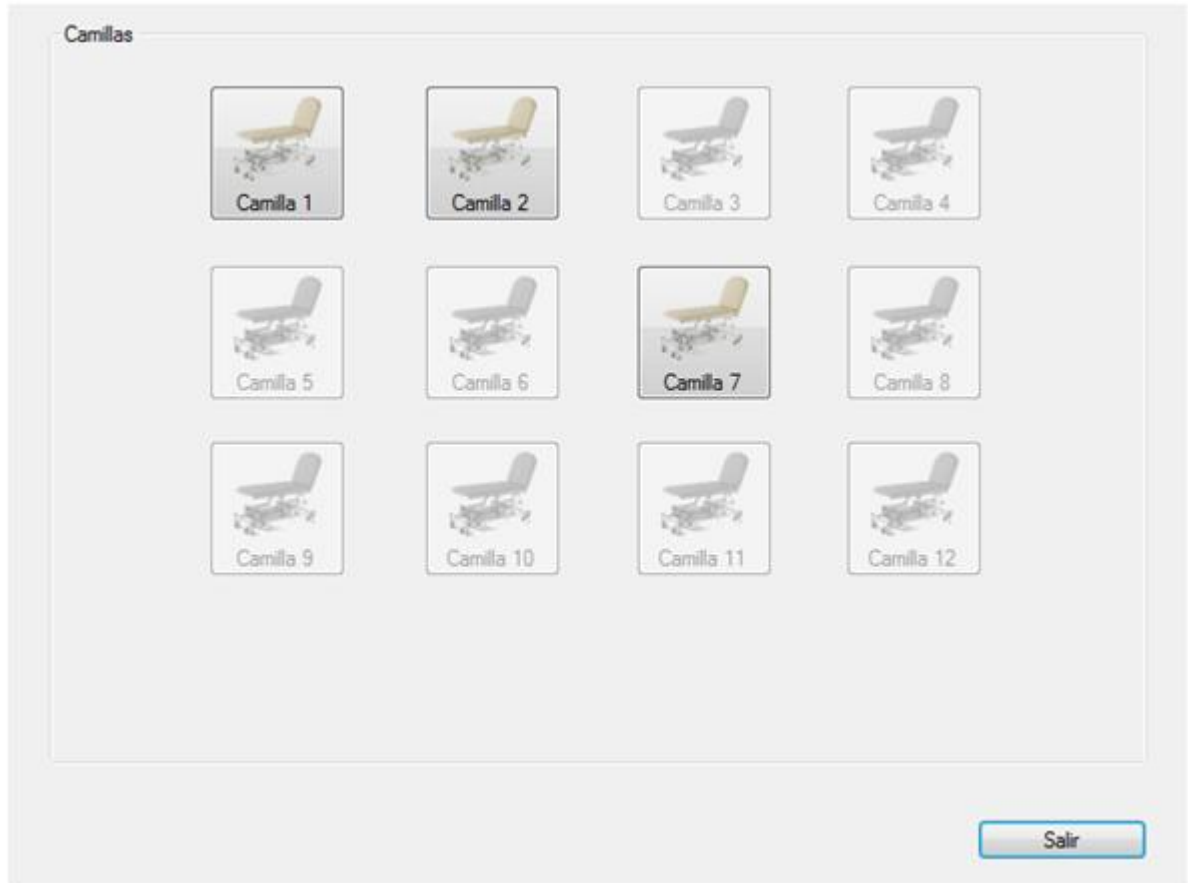
Numero de Identificación: 1010099876

Salir

Servidor: [local]\GABRIEL Base: Centro\_Salud Crear BD Agregar Puertos

## Botón camillas:

Figura 15. Interfaz de estado de camillas de los pacientes.



En la figura 15 se muestran las camillas ocupadas y disponibles que se encuentran en el centro médico, cuando un paciente hace un llamado a enfermera, la imagen de la camilla correspondiente cambia a color rojo, indicando que se ha hecho un llamado. Cuando la enfermera presiona el interruptor de llamado, la imagen cambia a color gris indicando que ya realizó la atención.

Al dar *click* sobre los botones de las camillas, la enfermera puede registrar las observaciones que considere pertinentes sobre el paciente y llevar así el historial. La ventana mencionada puede observarse en la figura 16.

Figura 16. Interfaz para el registro de observaciones de pacientes.

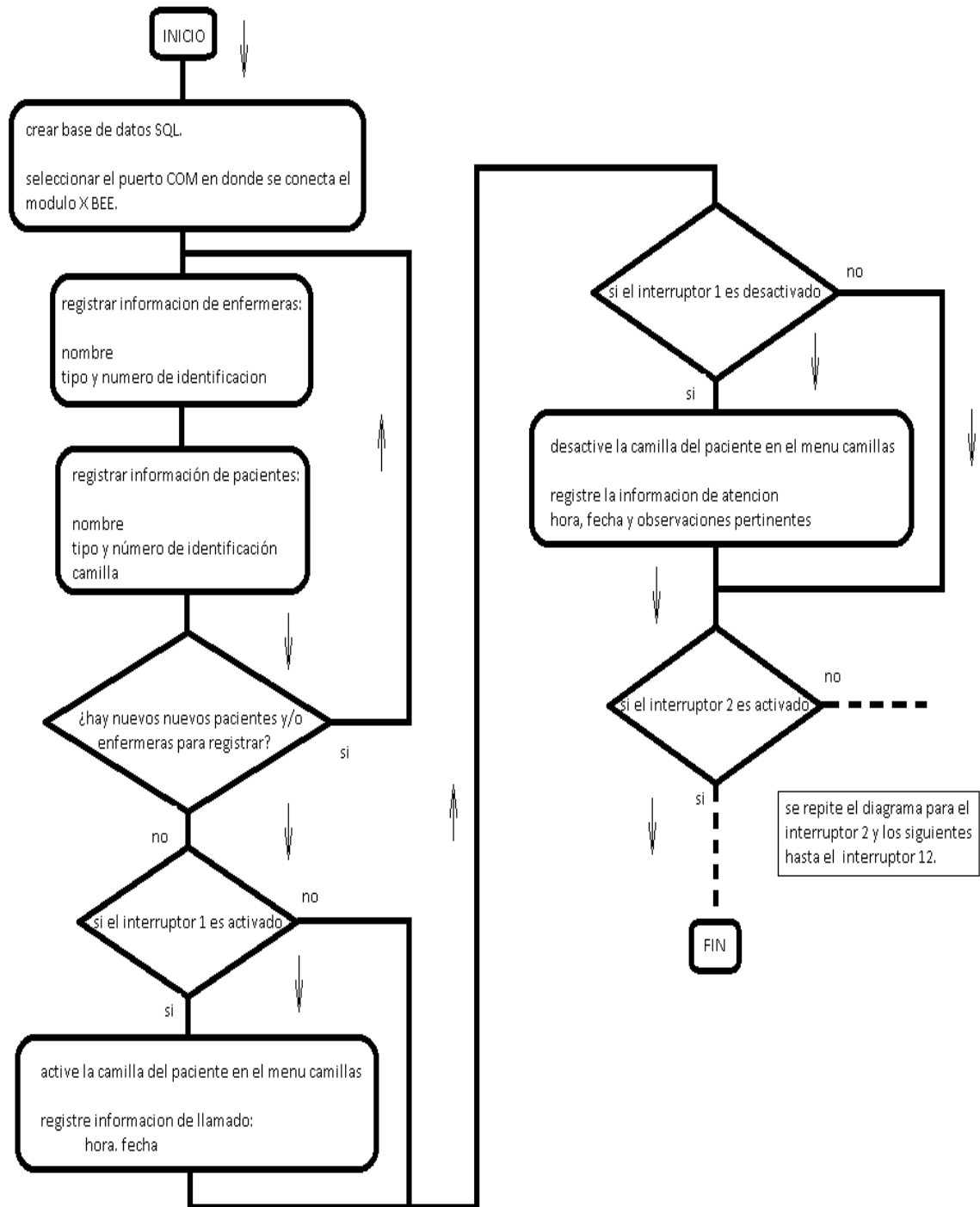
Al presionar el botón Consultar Historial se abre una ventana en donde se muestran los datos del historial de los llamados, atenciones y observaciones realizadas. Ver la figura 17.

Figura 17. Interfaz para consultar el historial.

Observaciones	FechaRegistro	fechallamado
SE LE ADMINISTRÓ IBUPROFENO	08/02/2013 12:01:53 p.m.	08/02/2013 12:01:48 p.m.
el paciente mejora en su condición vital	09/02/2013 04:58:50 p.m.	09/02/2013 04:58:55 p.m.
el paciente está listo para ser dado de alta.	09/02/2013 05:00:10 p.m.	09/02/2013 04:58:55 p.m.
la camilla está lista para recibir otro paciente.	09/02/2013 05:06:00 p.m.	09/02/2013 05:05:53 p.m.

En la figura 18 se resume mediante un diagrama de flujo el funcionamiento del software de la interfaz para médicos y enfermeras.

Figura 18. Diagrama de flujo de la interfaz para médicos y enfermeras.



## 9. CONSTRUCCIÓN Y PRUEBA DEL HARDWARE

El proceso para la construcción de las tarjetas es:

- Se elaboran las etapas del circuito, en este caso con el programa Proteus de Labcenter Electronics.
- Después de tener el diseño de cada tarjeta se imprime en papel propalcote en una hoja el plano de los elementos constitutivos en el modo espejo y las pistas de circuito en modo normal en otra hoja.
- Se coloca el papel propalcote que tiene dibujadas las pistas sobre la baquelita por el lado que tiene cobre después de haberla limpiado y cortado a la medida requerida.
- Se plancha el papel hasta que las pistas se adhieran sobre el cobre de la baquelita.
- Se pone la baquelita en un recipiente con agua para que se ablande el papel y pueda ser removido con facilidad de ella.
- Se introduce la baquelita en una mezcla de percloruro férrico con agua para que el cobre que no está protegido por la tinta de las pistas sea eliminado.
- Cuando las tarjetas de circuito impreso están listas se abren los huecos de los dispositivos y se ubica el papel propalcote que tiene dibujados los elementos de los circuitos sobre la otra cara de la baquelita, en donde no hay cobre, procediendo de la misma forma descrita en los pasos mencionados anteriormente.
- Se soldán los elementos del circuito y se comprueba su funcionamiento.

Mediante un cuadro en el que se encuentran las funciones que realiza el circuito de llamado a enfermera se realizaron las pruebas respectivas de cada una de ellas.

**Cuadro 1. Prueba final de las funciones del circuito de llamado a enfermera.**

pulsador	Estado	displays	Sonido	bombilla
1	Activado	"01"	Si	enciende
1	Desactivado	" "	No	apaga
2	Activado	"02"	Si	enciende
2	Desactivado	" "	No	apaga
3	Activado	"03"	Si	enciende
3	Desactivado	" "	No	apaga
4	Activado	"04"	Si	enciende
4	Desactivado	" "	No	apaga
5	Activado	"05"	Si	enciende
5	Desactivado	" "	No	apaga
6	Activado	"06"	Si	enciende
6	Desactivado	" "	No	apaga
7	Activado	"07"	Si	enciende
7	Desactivado	" "	No	apaga
8	Activado	"08"	Si	enciende
8	Desactivado	" "	No	apaga
9	Activado	"09"	Si	enciende
9	Desactivado	" "	No	apaga
10	Activado	"10"	Si	enciende
10	Desactivado	" "	No	apaga
11	Activado	"11"	Si	enciende
11	Desactivado	" "	No	apaga
12	Activado	"12"	Si	enciende
12	Desactivado	" "	No	apaga



## 10. IMPLEMENTACIÓN

El circuito de llamado a enfermera fue desarrollado para la empresa Ingecom Ingeniería, para la que fueron diseñados, construidos e instalados 5 circuitos de llamado a enfermera.

Cabe resaltar que en el mercado nacional existen algunas empresas que ofrecen sistemas de llamado a enfermera, siendo las más conocidas:

**Cmtl Ltda:** este sistema de llamado a enfermera es similar al que se plantea en el presente proyecto de grado, en el sentido de sus funciones, ya que busca hacer que el tiempo de respuesta a un llamado sea el mínimo posible suministrando reportes de actividades a la dirección de la institución. Una característica importante de este sistema es que informa a las enfermeras de un llamado sin importar el lugar en donde se encuentren en el interior del hospital. Su costo es de siete millones de pesos colombianos aproximadamente.

**Commax:** ofrece una línea de completa de equipos desde la unidad de cabecera de cama, pulsadores para cama y baño, alarma luminosa, consola de central de enfermería, así como la línea de intercomunicadores para unidades de radioterapia y resonancia magnética. Utiliza un microprocesador que coordina todas las funciones del sistema, como característica relevante con respecto al sistema propuesto es el sistema de intercomunicadores que permiten al paciente hablar con las enfermeras cuando hace un llamado. Su costo oscila alrededor de los 8 millones de pesos colombianos.

En comparación con estos sistemas de llamado a enfermera, la implementación de este proyecto de grado permite brindar a los pacientes servicios similares a un costo más bajo para los centros de salud, que oscila alrededor de los dos millones quinientos mil pesos colombianos, con lo cual se puede obtener un buen margen de ganancia al competir en el mercado.

## CONCLUSIONES

El hardware del circuito de llamado a enfermera fue diseñado y construido de manera satisfactoria ya que cumple con los objetivos de funcionamiento propuestos y posee los elementos de protección necesarios sin llegar a ser redundantes.

Se observó y se luchó con la incidencia que puede tener el ruido eléctrico en el sistema microcontrolado cuando hay un corte de la energía eléctrica y se suministra de nuevo o cuando se enciende y se apaga la fuente que alimenta el circuito. El ruido debe tenerse en cuenta en todo proyecto de ingeniería electrónica, tomando las acciones pertinentes para que el funcionamiento del producto y del servicio sea óptimo. A veces quedaba encendida alguna bombilla o el circuito empezaba a informar de llamados que no se habían realizado. Este inconveniente fue solucionado mediante arreglos que se hicieron en el software del circuito, más específicamente en el registro del microcontrolador CONFIGURATION WORD.

La instalación del circuito de llamado a enfermera fue hecha sin ningún percance, en 6 horas fue completada esta labor. En el momento de las pruebas finales de implementación se observó que los pacientes se entusiasmaron cuando se les explicaba la utilidad del circuito, argumentaban que se sentían más cómodos al saber que con solo presionar un botón la asistencia se iba a efectuar de manera efectiva, sin tener que gritar ni pararse de su camilla. En contraste algunos integrantes del personal de enfermería no les gustó que se implementara un sistema que supervisara y evaluara su desempeño laboral, afirmaban que los pacientes a veces eran cansones y hacían llamados por cosas sin importancia. Sin embargo es evidente que una persona que está enferma es más sensible a las necesidades que cualquier ser humano tiene de manera natural.

En el caso de que se necesite ampliar este sistema para manejar más de 12 pacientes, es posible utilizar un microcontrolador con mayor cantidad de pines de entrada y salida, o conectar dos o más microcontroladores mediante algún tipo de comunicación que se puede establecer entre ellos, como es el caso de la comunicación USART que puede ser asíncrona o síncrona o la comunicación MSSP que puede ser SPI o I2C. Igualmente es importante aclarar que al usar un microcontrolador de otra referencia este debe programarse específicamente de acuerdo a la información suministrada en la hoja de datos del fabricante ya que cada referencia tiene una arquitectura de hardware interna que es diferente en varios aspectos con las demás.

## RECOMENDACIONES

En el momento en el que se realizó el contrato de la empresa INGECOM con el centro de salud se acordó que el circuito se conectaría de manera alamburada. Para futuros desarrollos basados en este proyecto de grado, se propone el desarrollo de un sistema inalámbrico, ya sea para los *displays*, para las entradas de señales de los pacientes, para las bombillas de salida o para todo el sistema en general. Cabe aclarar que existen muchas formas de diseñar y construir un circuito de llamado a enfermera, por ejemplo que funcione mediante voz, mediante cámaras para vigilar a los pacientes entre otras opciones.

## BIBLIOGRAFIA

ADEL S. SEDRA, KENNETH C. SMITH. Circuitos Microelectrónicos, 4<sup>a</sup>ed, Oxford University press, 1999.

EDUARDO GARCIA BREIJO. Compilador C CCS y Simulador PROTEUS Para Microcontroladores PIC, 1<sup>a</sup>ed, edit. Alfaomega S.A. 2008.

MUHAMMAD H. RASHID. Electrónica De Potencia, Circuitos, Dispositivos y Aplicaciones, Mexico. 3<sup>a</sup> ed, edit. Pearson prentice hall, 2004.

OYARCE Andrés. Guía del usuario XBEE series 1. Ingeniería MCI Ltda. 2010. 72p.

RONALD J. TOCCI, NEAL S. WIDMER. Sistemas Digitales Principios y Aplicaciones, 6<sup>a</sup>ed, edit. Pearson prentice hall, 2003.

VALVERDE REBAZA Jorge Carlos. El estándar inalámbrico Zigbee. Trujillo-Peru. 2007. 13p.

## ANEXOS

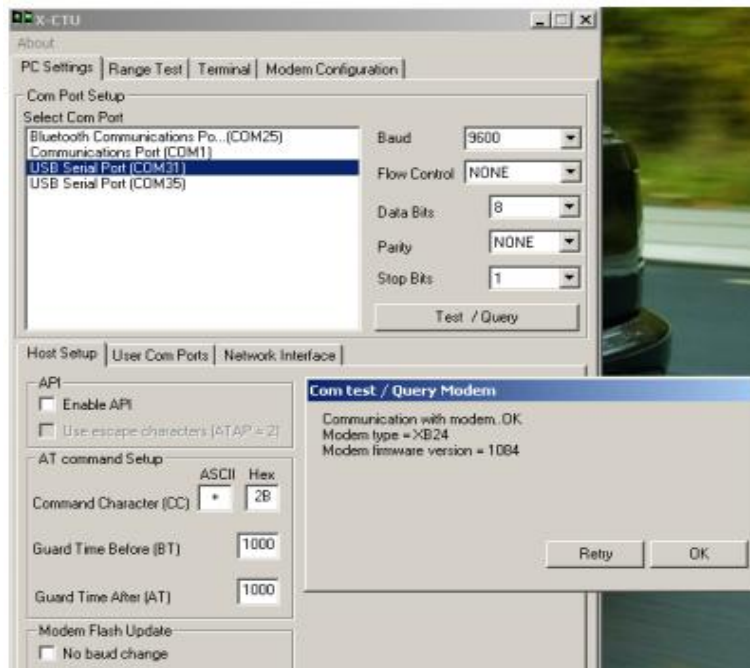
### Anexo A. Configuración de los módulos X BEE

Existen diversos programas que se usan para la configuración de los módulos X-BEE, uno de los más conocidos y usados es el X-CTU de la empresa Digi. Para lograr la comunicación de los dos módulos X-BEE es necesario configurar los mismos parámetros de velocidad de comunicación en baudios y el tamaño de la palabra de datos.

Como primera medida se conecta el módulo X-BEE al computador por medio de la tarjeta X-BEE EXPLORER mediante una conexión USB.

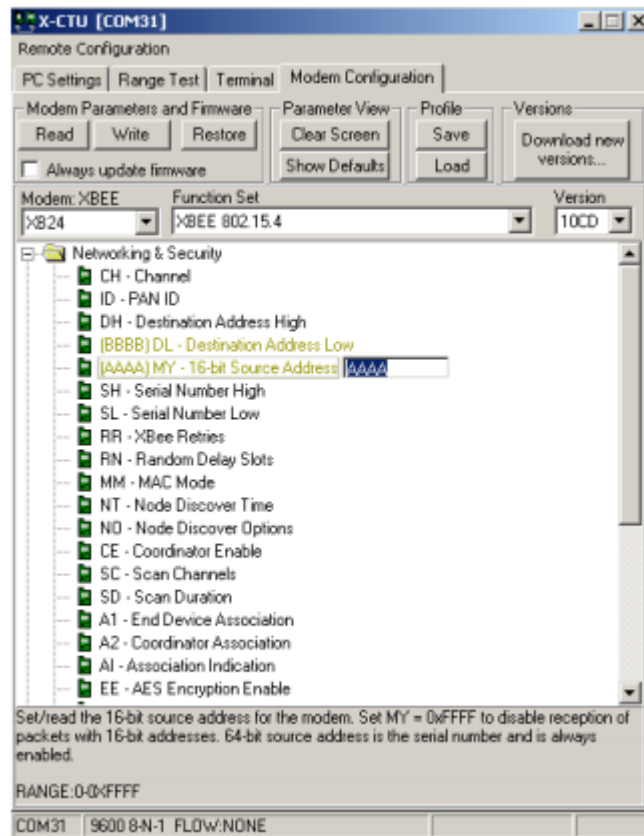
En la pestaña inicial **Pc settings** se configura la velocidad, la paridad y el control de flujo que se desee. Si se quiere verificar la comunicación con el módulo X-BEE puede hacerse presionando el botón **TEST** en el que aparece una ventana con la información del modelo y la versión del firmware que usa el módulo.

Figura 19. Configuración y test de comunicación de los módulos X BEE.



En la pestaña modem configuration se pueden modificar los parámetros que se deseen; en este caso se cambió la dirección del módulo fuente MY=0XAAAA y la del módulo de destino por DL=0XBBBB.

Figura 20. Pestaña modem configuration.



Luego se presiona **White** en la sección **modem parameters and firmware** de la pestaña **modem configuration**, se cargan los nuevos valores de los parámetros modificados que se muestran en azul finalizando la configuración.

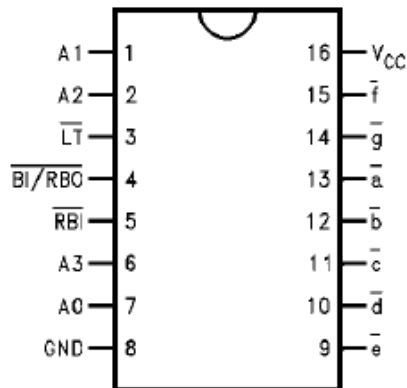
Anexo B. Información técnica de los dispositivos.



# DM74LS47

## BCD to 7-Segment Decoder/Driver with Open-Collector Outputs

### Connection Diagram



### Pin Descriptions

Pin Names	Description
A0–A3	BCD Inputs
$\overline{\text{RBI}}$	Ripple Blanking Input (Active LOW)
$\overline{\text{LT}}$	Lamp Test Input (Active LOW)
$\overline{\text{BI/RBO}}$	Blanking Input (Active LOW) or Ripple Blanking Output (Active LOW)
$\overline{\text{a}} - \overline{\text{g}}$	Segment Outputs (Active LOW) (Note 1)

Note 1: OC—Open Collector

## Recommended Operating Conditions

Symbol	Parameter	Min	Nom	Max	Units
$V_{CC}$	Supply Voltage	4.75	5	5.25	V
$V_{IH}$	HIGH Level Input Voltage	2			V
$V_{IL}$	LOW Level Input Voltage			0.8	V
$I_{OH}$	HIGH Level Output Current $\bar{a} - \bar{g}$ @ 15V = $V_{OH}$ (Note 7)			-250	$\mu$ A
$I_{OH}$	HIGH Level Output Current $\overline{BI}/\overline{RBO}$			-50	$\mu$ A
$I_{OL}$	LOW Level Output Current			24	mA
$T_A$	Free Air Operating Temperature	0		70	$^{\circ}$ C

Note 7: OFF-State at  $\bar{a}-\bar{g}$ .

## Electrical Characteristics

Over recommended operating free air temperature range (unless otherwise noted)

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ (Note 8)	Max	Units
$V_I$	Input Clamp Voltage	$V_{CC} = \text{Min}, I_I = -18 \text{ mA}$			-1.5	V
$V_{OH}$	HIGH Level Output Voltage	$V_{CC} = \text{Min}, I_{OH} = \text{Max}, V_{IL} = \text{Max}, \overline{BI}/\overline{RBO}$	2.7	3.4		V
$I_{OFF}$	Output HIGH Current Segment Outputs	$V_{CC} = 5.5V, V_O = 15V \bar{a} - \bar{g}$			250	$\mu$ A
$V_{OL}$	LOW Level Output Voltage	$V_{CC} = \text{Min}, I_{OL} = \text{Max}, V_{IH} = \text{Min}, \bar{a} - \bar{g}$		0.35	0.5	V
		$I_{OL} = 3.2 \text{ mA}, \overline{BI}/\overline{RBO}$			0.5	
		$I_{OL} = 12 \text{ mA}, \bar{a} - \bar{g}$		0.25	0.4	
		$I_{OL} = 1.6 \text{ mA}, \overline{BI}/\overline{RBO}$			0.4	
$I_I$	Input Current @ Max Input Voltage	$V_{CC} = \text{Max}, V_I = 7V$ $V_{CC} = \text{Max}, V_I = 10V$			100	$\mu$ A
$I_{IH}$	HIGH Level Input Current	$V_{CC} = \text{Max}, V_I = 2.7V$			20	$\mu$ A
$I_{IL}$	LOW Level Input Current	$V_{CC} = \text{Max}, V_I = 0.4V$			-0.4	mA
$I_{OS}$	Short Circuit Output Current	$V_{CC} = \text{Max}$ (Note 9), $I_{OS}$ at $\overline{BI}/\overline{RBO}$	-0.3		-2.0	mA
	Supply Current	$V_{CC} = \text{Max}$			13	mA

Note 8: All typicals are at  $V_{CC} = 5V, T_A = 25^{\circ}\text{C}$ .

Note 9: Not more than one output should be shorted at a time, and the duration should not exceed one second.

## Switching Characteristics

at  $V_{CC} = +5.0V, T_A = +25^{\circ}\text{C}$

Symbol	Parameter	Conditions	$R_L = 665\Omega$		Units
			$C_L = 15 \text{ pF}$		
			Min	Max	
$t_{PLH}$	Propagation Delay			100	ns
$t_{PHL}$	$A_n$ to $\bar{a}-\bar{g}$			100	
$t_{PLH}$	Propagation Delay			100	ns
$t_{PHL}$	$\overline{RBI}$ to $\bar{a}-\bar{g}$ (Note 10)			100	



# BT134 series Triacs

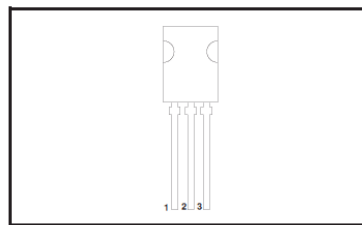
## QUICK REFERENCE DATA

SYMBOL	PARAMETER	MAX.	MAX.	MAX.	UNIT
$V_{\text{DRM}}$	Repetitive peak off-state voltages	500	600	800	V
$I_{\text{T(RMS)}}$	RMS on-state current	4	4	4	A
$I_{\text{TSM}}$	Non-repetitive peak on-state current	25	25	25	A

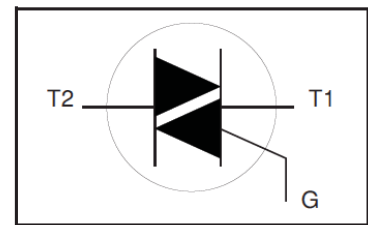
### PINNING - SOT82

PIN	DESCRIPTION
1	main terminal 1
2	main terminal 2
3	gate
tab	main terminal 2

### PIN CONFIGURATION



### SYMBOL



## STATIC CHARACTERISTICS

$T_j = 25\text{ °C}$  unless otherwise stated

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.			UNIT
$I_{GT}$	Gate trigger current	<b>BT134-</b> $V_D = 12\text{ V}; I_T = 0.1\text{ A}$	-	-	...	...F	...G	
		T2+ G+	-	5	35	25	50	mA
		T2+ G-	-	8	35	25	50	mA
		T2- G-	-	11	35	25	50	mA
$I_L$	Latching current	$V_D = 12\text{ V}; I_{GT} = 0.1\text{ A}$	-	-	-	-	-	
		T2- G+	-	30	70	70	100	mA
		T2+ G+	-	7	20	20	30	mA
		T2+ G-	-	16	30	30	45	mA
$I_H$	Holding current	$V_D = 12\text{ V}; I_{GT} = 0.1\text{ A}$	-	-	-	-	-	
		T2- G-	-	5	20	20	30	mA
		T2- G+	-	7	30	30	45	mA
$V_T$	On-state voltage	$I_T = 5\text{ A}$	-	1.4	1.70			V
$V_{GT}$	Gate trigger voltage	$V_D = 12\text{ V}; I_T = 0.1\text{ A}$	-	0.7	1.5			V
		$V_D = 400\text{ V}; I_T = 0.1\text{ A};$ $T_j = 125\text{ °C}$	0.25	0.4	-			V
$I_D$	Off-state leakage current	$V_D = V_{DRM(max)};$ $T_j = 125\text{ °C}$	-	0.1	0.5			mA

## DYNAMIC CHARACTERISTICS

$T_j = 25\text{ °C}$  unless otherwise stated

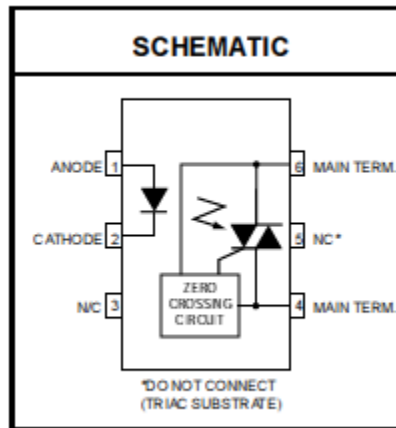
SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.			TYP.	MAX.	UNIT
$dV_D/dt$	Critical rate of rise of off-state voltage	<b>BT134-</b> $V_{DM} = 67\% V_{DRM(max)};$ $T_j = 125\text{ °C};$ exponential waveform; gate open circuit	100	50	200	250	-	V/ $\mu$ s
$dV_{comm}/dt$	Critical rate of change of commutating voltage	$V_{DM} = 400\text{ V}; T_j = 95\text{ °C};$ $I_{T(RMS)} = 4\text{ A};$ $dI_{comm}/dt = 1.8\text{ A/ms};$ gate open circuit	-	-	10	50	-	V/ $\mu$ s
$t_{gt}$	Gate controlled turn-on time	$I_{TM} = 6\text{ A}; V_D = V_{DRM(max)};$ $I_G = 0.1\text{ A};$ $dI_G/dt = 5\text{ A}/\mu\text{s};$	-	-	-	2	-	$\mu$ s

## LIMITING VALUES

Limiting values in accordance with the Absolute Maximum System (IEC 134).

SYMBOL	PARAMETER	CONDITIONS	MIN.	MAX.			UNIT
$V_{DRM}$	Repetitive peak off-state voltages		-	-500 500 <sup>1</sup>	-600 600 <sup>1</sup>	-800 800	V
$I_{T(RMS)}$	RMS on-state current	full sine wave; $T_{mb} \leq 107\text{ °C}$	-	4			A
$I_{TSM}$	Non-repetitive peak on-state current	full sine wave; $T_j = 25\text{ °C}$ prior to surge	-	25			A
$I^2t$	$I^2t$ for fusing	$t = 20\text{ ms}$	-	27			A
		$t = 16.7\text{ ms}$	-	3.1			A <sup>2</sup> s
$dI_T/dt$	Repetitive rate of rise of on-state current after triggering	$t = 10\text{ ms}$	-	3.1			A <sup>2</sup> s
		$I_{TM} = 6\text{ A}; I_G = 0.2\text{ A};$ $dI_G/dt = 0.2\text{ A}/\mu\text{s}$	-	50			A/ $\mu$ s
		T2+ G+	-	50			A/ $\mu$ s
		T2+ G-	-	50			A/ $\mu$ s
		T2- G-	-	10			A/ $\mu$ s
$I_{GM}$	Peak gate current		-	2			A
$V_{GM}$	Peak gate voltage		-	5			V
$P_{GM}$	Peak gate power		-	5			W
$P_{G(AV)}$	Average gate power	over any 20 ms period	-	0.5			W
$T_{stg}$	Storage temperature		-40	150			°C
$T_j$	Operating junction temperature		-	125			°C

**MOC3031M MOC3032M MOC3033M MOC3041M MOC3042M MOC3043M**



<b>ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS</b> ( $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)				
Parameters	Symbol	Device	Value	Units
<b>TOTAL DEVICE</b>				
Storage Temperature	$T_{STG}$	All	-40 to +150	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature	$T_{OPR}$	All	-40 to +85	$^\circ\text{C}$
Lead Solder Temperature	$T_{SOL}$	All	260 for 10 sec	$^\circ\text{C}$
Junction Temperature Range	$T_J$	All	-40 to +100	$^\circ\text{C}$
Isolation Surge Voltage <sup>(1)</sup> (peak AC voltage, 60Hz, 1 sec duration)	$V_{ISO}$	All	7500	Vac(pk)
Total Device Power Dissipation @ 25 $^\circ\text{C}$ Derate above 25 $^\circ\text{C}$	$P_D$	All	250	mW
			2.94	mW/ $^\circ\text{C}$
<b>EMITTER</b>				
Continuous Forward Current	$I_F$	All	60	mA
Reverse Voltage	$V_R$	All	6	V
Total Power Dissipation 25 $^\circ\text{C}$ Ambient Derate above 25 $^\circ\text{C}$	$P_D$	All	120	mW
			1.41	mW/ $^\circ\text{C}$
<b>DETECTOR</b>				
Off-State Output Terminal Voltage	$V_{DRM}$	MOC3031M/2M/3M	250	V
		MOC3041M/2M/3M	400	
Peak Repetitive Surge Current (PW = 100 $\mu\text{s}$ , 120 pps)	$I_{TSM}$	All	1	A
Total Power Dissipation @ 25 $^\circ\text{C}$ Ambient Derate above 25 $^\circ\text{C}$	$P_D$	All	150	mW
		All	1.76	mW/ $^\circ\text{C}$

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS** ( $T_A = 25^\circ\text{C}$  Unless otherwise specified)

**INDIVIDUAL COMPONENT CHARACTERISTICS**

Parameters	Test Conditions	Symbol	Device	Min	Typ	Max	Units
<b>EMITTER</b>							
Input Forward Voltage	$I_F = 30\text{ mA}$	$V_F$	All		1.25	1.5	V
Reverse Leakage Current	$V_R = 6\text{ V}$	$I_R$	All		0.01	100	$\mu\text{A}$
<b>DETECTOR</b>							
Peak Blocking Current, Either Direction	Rated $V_{DRM}$ , $I_F = 0$ (note 1)	$I_{DRM1}$	All			100	nA
Peak On-State Voltage, Either Direction	$I_{TM} = 100\text{ mA peak}$ , $I_F = 0$	$V_{TM}$	All		1.8	3	V
Critical Rate of Rise of Off-State Voltage	$I_F = 0$ (figure 9, note 3)	$dv/dt$	All	1000			$\text{V}/\mu\text{s}$

**TRANSFER CHARACTERISTICS** ( $T_A = 25^\circ\text{C}$  Unless otherwise specified.)

DC Characteristics	Test Conditions	Symbol	Device	Min	Typ	Max	Units
LED Trigger Current	Main terminal voltage = 3V (note 2)	$I_{FT}$	MOC3031M/MOC3041M			15	mA
			MOC3032M/MOC3042M			10	
			MOC3033M/MOC3043M			5	
Holding Current, Either Direction		$I_H$	All		400		$\mu\text{A}$

**ZERO CROSSING CHARACTERISTICS** ( $T_A = 25^\circ\text{C}$  Unless otherwise specified.)

Characteristics	Test Conditions	Symbol	Device	Min	Typ	Max	Units
Inhibit Voltage	$I_F = \text{rated } I_{FT}$ , MT1-MT2 voltage above which device will not trigger off-state	$V_{IH}$	All			20	V
Leakage in Inhibited State	$I_F = \text{rated } I_F$ , rated $V_{DRM}$ , off-state	$I_{DRM2}$	All			500	$\mu\text{A}$

Note

1. Test voltage must be applied within  $dv/dt$  rating.
2. All devices are guaranteed to trigger at an  $I_F$  value less than or equal to max  $I_{FT}$ . Therefore, recommended operating  $I_F$  lies between max  $I_{FT}$  (15 mA for MOC3031M & MOC3041M, 10 mA for MOC3032M & MOC3042M, 5 mA for MOC3033M & MOC3043M) and absolute max  $I_F$  (60 mA).
3. This is static  $dv/dt$ . See Figure 9 for test circuit. Commutating  $dv/dt$  is a function of the load-driving thyristor(s) only.

# X-BEE

## 1.5. Pin Signals

Figure 1-03. XBee/XBee-PRO RF Module Pin Numbers  
(top sides shown - shields on bottom)

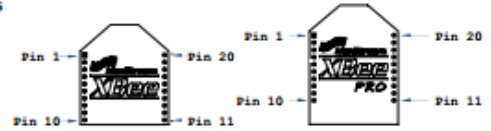


Table 1-02. Pin Assignments for the XBee and XBee-PRO Modules  
(Low-asserted signals are distinguished with a horizontal line above signal name.)

Pin #	Name	Direction	Description
1	VCC	-	Power supply
2	DOUT	Output	UART Data Out
3	DIN / CONFIG	Input	UART Data In
4	DO8*	Output	Digital Output 8
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	Input	Pin Sleep Control Line or Digital Input 8
10	GND	-	Ground
11	AD4 / DIO4	Either	Analog Input 4 or Digital I/O 4
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

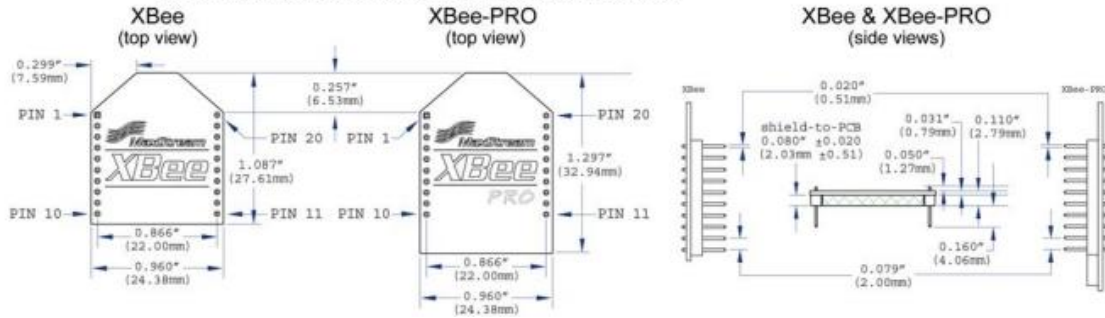
\* Function is not supported at the time of this release

### Design Notes:

- Minimum connections: VCC, GND, DOUT & DIN
- Minimum connections for updating firmware: VCC, GND, DIN, DOUT, RTS & DTR
- Signal Direction is specified with respect to the module
- Module includes a 50k  $\Omega$  pull-up resistor attached to RESET
- Several of the input pull-ups can be configured using the PR command
- Unused pins should be left disconnected

### 1.3. Mechanical Drawings

Figure 1-01. Mechanical drawings of the XBee/XBee-PRO OEM RF Modules (antenna options not shown)  
The XBee and XBee-PRO RF Modules are pin-for-pin compatible.



### 1.6. Electrical Characteristics

Table 1-03. DC Characteristics (VCC = 2.8 - 3.4 VDC)

Symbol	Characteristic	Condition	Min	Typical	Max	Unit
$V_{IL}$	Input Low Voltage	All Digital Inputs	-	-	0.35 * VCC	V
$V_{IH}$	Input High Voltage	All Digital Inputs	0.7 * VCC	-	-	V
$V_{OL}$	Output Low Voltage	$I_{OL} = 2 \text{ mA}$ , VCC >= 2.7 V	-	-	0.5	V
$V_{OH}$	Output High Voltage	$I_{OH} = -2 \text{ mA}$ , VCC >= 2.7 V	VCC - 0.5	-	-	V
$I_{IN}$	Input Leakage Current	$V_{IN} = \text{VCC or GND}$ , all inputs, per pin	-	0.025	1	$\mu\text{A}$
$I_{IOZ}$	High Impedance Leakage Current	$V_{IN} = \text{VCC or GND}$ , all IO High-Z, per pin	-	0.025	1	$\mu\text{A}$
TX	Transmit Current	VCC = 3.3 V	-	45 (XBee) 215 (PRO)	-	mA
RX	Receive Current	VCC = 3.3 V	-	50 (XBee) 55 (PRO)	-	mA
PWR-DWN	Power-down Current	SM parameter = 1	-	< 10	-	$\mu\text{A}$

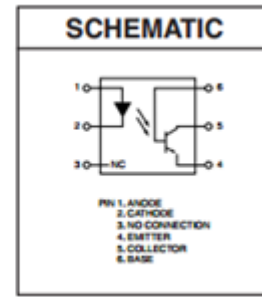
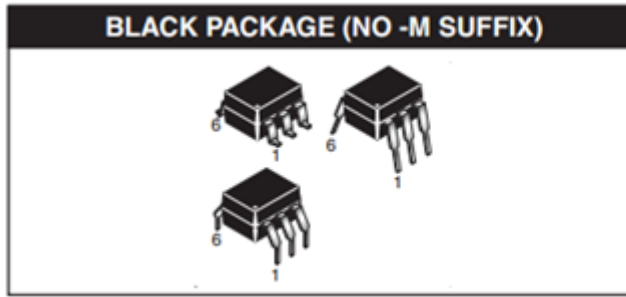
Table 1-04. ADC Characteristics (Operating)

Symbol	Characteristic	Condition	Min	Typical	Max	Unit
$V_{REFH}$	VREF - Analog-to-Digital converter reference range		2.08	-	$V_{DDAD}$	V
$I_{REF}$	VREF - Reference Supply Current	Enabled	-	200	-	$\mu\text{A}$
		Disabled or Sleep Mode	-	< 0.01	0.02	$\mu\text{A}$
$V_{INDC}$	Analog Input Voltage <sup>1</sup>		$V_{SSAD} - 0.3$	-	$V_{DDAD} + 0.3$	V

1. Maximum electrical operating range, not valid conversion range.

Table 1-05. ADC Timing/Performance Characteristics<sup>1</sup>

Symbol	Characteristic	Condition	Min	Typical	Max	Unit
$R_{AS}$	Source Impedance at Input <sup>2</sup>		-	-	10	k $\Omega$
$V_{AIN}$	Analog Input Voltage <sup>3</sup>		$V_{REFL}$		$V_{REFH}$	V
RES	Ideal Resolution (1 LSB) <sup>4</sup>	$2.08\text{V} \leq V_{DDAD} \leq 3.6\text{V}$	2.031	-	3.516	mV
DNL	Differential Non-linearity <sup>5</sup>		-	±0.5	±1.0	LSB
INL	Integral Non-linearity <sup>6</sup>		-	±0.5	±1.0	LSB
$E_{ZS}$	Zero-scale Error <sup>7</sup>		-	±0.4	±1.0	LSB
$E_{FS}$	Full-scale Error <sup>8</sup>		-	±0.4	±1.0	LSB
$E_{IL}$	Input Leakage Error <sup>9</sup>		-	±0.05	±5.0	LSB
$E_{TU}$	Total Unadjusted Error <sup>10</sup>		-	±1.1	±2.5	LSB



**4N35  
H11A4**



## GENERAL PURPOSE 6-PIN PHOTOTRANSISTOR OPTOCOUPLEDERS

<b>4N25 4N37</b>	<b>4N26 H11A1</b>	<b>4N27 H11A2</b>	<b>4N28 H11A3</b>	<b>4N35 H11A4</b>	<b>4N36 H11A5</b>
----------------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------

<b>ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS</b> ( $T_A = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise specified)			
Parameter	Symbol	Value	Units
<b>TOTAL DEVICE</b>			
Storage Temperature	$T_{STG}$	-55 to +150	$^\circ\text{C}$
Operating Temperature	$T_{OPR}$	-55 to +100	$^\circ\text{C}$
Lead Solder Temperature	$T_{SOL}$	260 for 10 sec	$^\circ\text{C}$
Total Device Power Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Derate above $25^\circ\text{C}$	$P_D$	250 3.3 (non-M), 2.94 (-M)	mW
<b>EMITTER</b>			
DC/Average Forward Input Current	$I_F$	100 (non-M), 60 (-M)	mA
Reverse Input Voltage	$V_R$	6	V
Forward Current - Peak (300 $\mu\text{s}$ , 2% Duty Cycle)	$I_{F(pk)}$	3	A
LED Power Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Derate above $25^\circ\text{C}$	$P_D$	150 (non-M), 120 (-M) 2.0 (non-M), 1.41 (-M)	mW mW/ $^\circ\text{C}$
<b>DETECTOR</b>			
Collector-Emitter Voltage	$V_{CEO}$	30	V
Collector-Base Voltage	$V_{CBO}$	70	V
Emitter-Collector Voltage	$V_{ECO}$	7	V
Detector Power Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Derate above $25^\circ\text{C}$	$P_D$	150 2.0 (non-M), 1.76 (-M)	mW mW/ $^\circ\text{C}$



<b>4N25</b>	<b>4N26</b>	<b>4N27</b>	<b>4N28</b>	<b>4N35</b>	<b>4N36</b>
<b>4N37</b>	<b>H11A1</b>	<b>H11A2</b>	<b>H11A3</b>	<b>H11A4</b>	<b>H11A5</b>

**ELECTRICAL CHARACTERISTICS** ( $T_A = 25^\circ\text{C}$  unless otherwise specified)

**INDIVIDUAL COMPONENT CHARACTERISTICS**

Parameter	Test Conditions	Symbol	Min	Typ*	Max	Unit
<b>EMITTER</b>						
Input Forward Voltage	( $I_F = 10\text{ mA}$ )	$V_F$		1.18	1.50	V
Reverse Leakage Current	( $V_R = 6.0\text{ V}$ )	$I_R$		0.001	10	$\mu\text{A}$
<b>DETECTOR</b>						
Collector-Emitter Breakdown Voltage	( $I_C = 1.0\text{ mA}$ , $I_F = 0$ )	$BV_{CEO}$	30	100		V
Collector-Base Breakdown Voltage	( $I_C = 100\ \mu\text{A}$ , $I_F = 0$ )	$BV_{CBO}$	70	120		V
Emitter-Collector Breakdown Voltage	( $I_E = 100\ \mu\text{A}$ , $I_F = 0$ )	$BV_{ECO}$	7	10		V
Collector-Emitter Dark Current	( $V_{CE} = 10\text{ V}$ , $I_F = 0$ )	$I_{CEO}$		1	50	nA
Collector-Base Dark Current	( $V_{CB} = 10\text{ V}$ )	$I_{CBO}$			20	nA
Capacitance	( $V_{CE} = 0\text{ V}$ , $f = 1\text{ MHz}$ )	$C_{CE}$		8		pF

**ISOLATION CHARACTERISTICS**

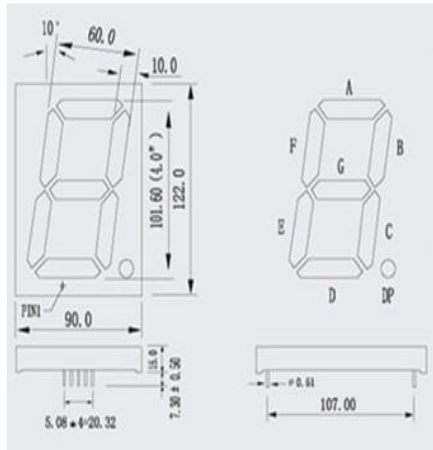
Characteristic	Test Conditions	Symbol	Min	Typ*	Max	Units
Input-Output Isolation Voltage	(Non '-M', Black Package) ( $f = 60\text{ Hz}$ , $t = 1\text{ min}$ )	$V_{ISO}$	5300			Vac(rms)
	('-'M', White Package) ( $f = 60\text{ Hz}$ , $t = 1\text{ sec}$ )		7500			Vac(pk)
Isolation Resistance	( $V_{I-O} = 500\text{ VDC}$ )	$R_{ISO}$	$10^{11}$			$\Omega$
Isolation Capacitance	( $V_{I-O} = 8$ , $f = 1\text{ MHz}$ )	$C_{ISO}$		0.5		pF
	('-'M' White Package)			0.2	2	pF

Note

\* Typical values at  $T_A = 25^\circ\text{C}$



## SM414001D



El rojo voltaje: voltaje de 7,2 V,  
punto decimal: 3,6 V

Actual (cada uno): 10-20mA

Modelo:	SM414001D	Categoría:	Tubo de LED digitales
Colores de pantalla:	Monocromo	Pantalla:	Desplazamiento horizontal
Tamaño de pixel:	5,08 * 4 (mm)	Módulo tamaño:	90,0 * 122,0 * 15,0 (mm)
Tamaño de pantalla:	4,0 (pulgadas)	Brillo:	Super brillante
Escala de grises:	Negro con cara de	Píxeles:	Blanco
Resolución:	De color rojo	El uso del medio ambiente:	Interior
Instalación:	DIP		



Anexo C. Diagrama del centro de salud Carmen Emilia Ospina.

