



Diseño y Construcción de un Monitor de Aislamiento de Línea para ser Usado en Áreas Críticas de un Hospital

Janeth Palacios¹, David Medina², Ing. Miguel Yapur³

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL)

Campus Gustavo Galindo, Km 30.5 vía Perimetral

Apartado 09-01-5863. Guayaquil-Ecuador

jcpalaci@espol.edu.ec, dsmolina@espol.edu.ec, myapur@fiec.espol.edu.ec

Resumen

El lugar donde el ser humano se encuentra más vulnerable al choque de corriente eléctrica es el quirófano, ya que existen diferentes factores que son catalizadores para dañar a una persona ante el paso de una corriente de fuga, la misma que es la principal contribuyente de los accidentes eléctricos. Es por ello que en el quirófano se deben tomar precauciones especiales para reducir las posibilidades de peligro; esto conlleva al uso de diferentes protecciones eléctricas, y entre éstas tenemos al transformador de aislamiento que permite mantener aislada la alimentación de los equipos médicos, y éste a su vez viene acompañado de un equipo denominado "Monitor de Aislamiento de Línea (LIM)". Por medio de este trabajo se quiere dar a conocer el diseño e implementación de un LIM, el mismo que detecta cuando se ha perdido aislamiento en los devanados del transformador de aislamiento, y lo hace a través de la medición de la corriente de fuga, en la línea de tierra de la red eléctrica del hospital, de tal manera que sense y controle la magnitud de dicha corriente, y la mantenga dentro de los límites de seguridad sugeridos.

Palabras Claves: Corrientes de Fuga, Macroshock, Microshock, Transformador de aislamiento, LIM, Resistencia Shunt, AD620, AD637, Alarma de primer fallo.

Abstract

The place where the human being is more vulnerable to the shock of electric current is in the operating room, as there are different factors that are catalysts to hurt people due to the passage of a leakage current, which is the main contributor to electrical accidents. That is why in the operating room, special precautions must be taken to reduce the possibility of danger; this involves the use of various electrical protections, as the use of the isolation transformer which keeps isolated the power supply of the medical equipment; and so, every isolation transformer is accompanied by equipment called line isolation monitor (LIM). This work presents the design and implementation of a LIM, which detects isolation losses in the windings of the isolation transformer, through the measurement of leakage current in the ground line of the hospital 'mains, in order to sense and control its magnitude for keeping within safe limits suggested.

Keywords: Leakage currents, Macroshock, Microshock, Isolation transformer, LIM, Shunt Resistance, AD620, AD637, First failure alarm.

1. Introducción

El presente trabajo inicia con un estudio de los efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano, también se analizan las situaciones de microshock y macroshock; además se da a conocer el entorno eléctrico hospitalario, recalcando la funcionalidad de la conexión a tierra, así como de los sistemas eléctricos aislados; a partir de ello se introduce el concepto de Monitor de Aislamiento de Línea (LIM) y su importancia.

En la siguiente parte del trabajo se presenta el prototipo del proyecto con sus diferentes etapas, como son: adquisición, filtrado, diferenciación y amplificación, conversión AC-DC, micro-controlador PIC, y salida.

Luego del desarrollo del prototipo, se muestran todas las características del equipo, entre éstas, las pruebas que indican su correcto funcionamiento, los

materiales necesarios para el desarrollo del mismo, y el valor económico invertido para producirlo.

Finalmente, se establecen las conclusiones, enfatizando en que el presente trabajo, busca ser una solución que afiance las pautas de seguridad eléctrica, a través de su implementación en los hospitales de nuestro país.

2. Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica

Para que el cuerpo humano se vea afectado por la corriente eléctrica, éste debe formar parte de un circuito eléctrico; para ello tiene que presentarse una diferencia de potencial entre dos puntos de contacto. El cuerpo humano tiene características de buen conductor eléctrico y, ante la corriente eléctrica presenta cierta resistencia; esto se da al estar mayormente constituido de agua; sin embargo, en la piel (epidermis) se tiene una resistencia mucho mayor, es por ello que esta zona no se ve mayormente afectada por corrientes con niveles por debajo de los límites de seguridad.

El efecto que tiene la corriente eléctrica en el cuerpo humano, depende de algunos factores, entre éstos: magnitud, frecuencia, tiempo de exposición y área que atraviesa. La corriente eléctrica puede afectar al tejido de tres formas, siendo éstas:

- ✓ *Excitación.*- Cuando se presenta un leve hormigueo en los nervios o músculos.
- ✓ *Aumento de temperatura.*- Se debe a la resistencia que presenta el cuerpo y la energía que disipa.
- ✓ *Quemaduras.*- Cuando el aumento de temperatura es muy grande, puede ocasionar quemaduras en los tejidos.

El corazón es el órgano con mayor sensibilidad a los efectos de la corriente eléctrica. Un pequeño estímulo puede llegar a tetanizarlo, provocando una contracción completa, la cual detendría la acción de bombeo, interrumpiendo así la circulación de la sangre.

En la Figura 1 se detalla la clasificación de niveles según la intensidad de corriente que circule por el cuerpo.

3. Corrientes de fuga

Aunque exista buen aislamiento en un sistema eléctrico, se puede dar un fenómeno conocido como corrientes de fuga, que son corrientes no deseadas, producidas por capacitancias parásitas entre las líneas de fase o la línea de neutro y la línea de tierra. Estas

corrientes pueden considerarse insignificantes por su baja magnitud, pero en el caso de un hospital pueden ser peligrosas para el paciente.

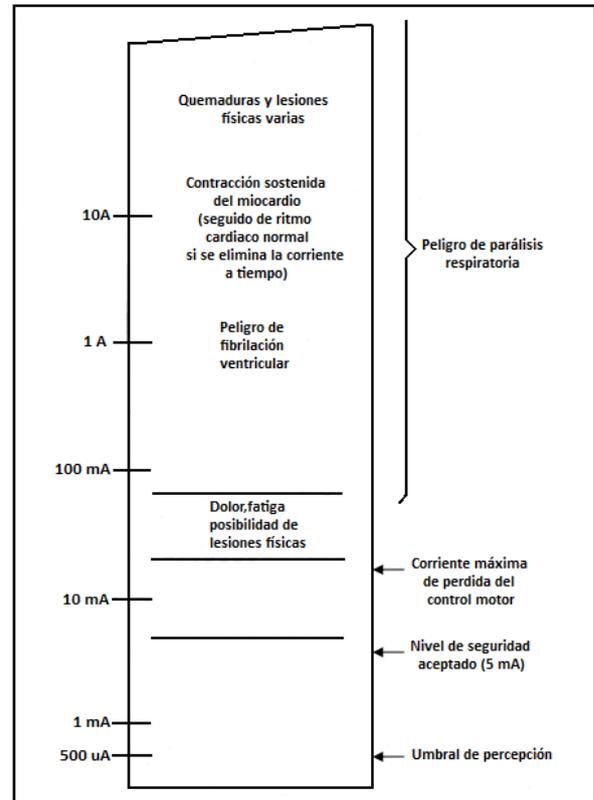


Figura 1. Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica. (Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979).

4. Riesgo de descargas eléctricas

En un ambiente hospitalario se debe estar consciente de los riesgos a la hora de tratar con la corriente eléctrica. Según el recorrido de la corriente, se abre paso a dos situaciones de riesgo como son: Macroshock y Microshock.

4.1. Macroshock

Se denomina Macroshock cuando una corriente eléctrica es aplicada en dos puntos cualesquiera sobre la superficie del cuerpo humano.

En general solo una fracción de esta corriente circulará por el corazón y depende donde es aplicada la misma. La magnitud de la corriente externa que produciría una fibrilación cardíaca es mayor en comparación con una corriente que es aplicada directamente al corazón. En la Figura 2 se observa un ejemplo de Macroshock.

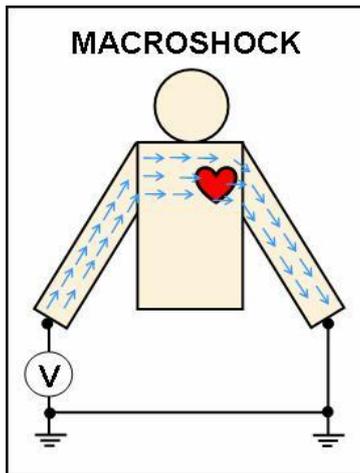


Figura 2. Ejemplo de Macroshock.
(Imagen tomada de www.portalbiomedico.com).

4.2. Microshock

Se denomina Microshock cuando la corriente eléctrica es aplicada directamente al corazón. Un Microshock puede ser producido por:

- ✓ Un catéter lleno de líquido introducido en el corazón para realizar una medición de gasto cardíaco o para la medición de la presión no invasiva.
- ✓ En una angiografía el catéter por donde se introduce el líquido de contraste.
- ✓ Los electrodos de un marcapasos.
- ✓ Otros.

En la Figura 3 se observa un ejemplo de Microshock producido por la introducción de un catéter.

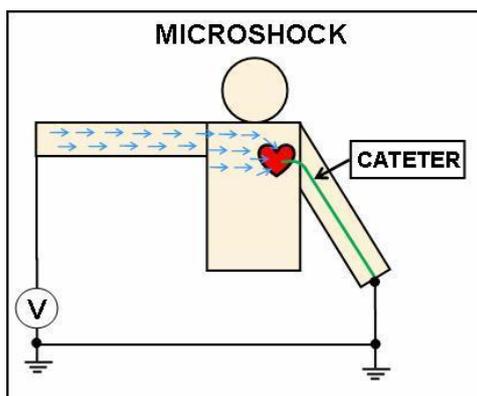


Figura 3. Ejemplo de Microshock.
(Imagen tomada de www.portalbiomedico.com).

5. Entorno eléctrico hospitalario

La energía eléctrica es sumamente necesaria en un hospital, es por eso que se deben tomar todas las seguridades del caso para sacar el mejor provecho de

ella; entre éstas se tienen: Conexión a tierra y Sistemas de alimentación aislados.

5.1. Conexión a tierra

Se hace énfasis en la necesidad de la instalación a tierra, ya que al ser un gran conductor con la propiedad de recibir y liberar electrones, permite usarla como sumidero para las corrientes de fuga.

5.2. Sistemas de alimentación aislados

Aunque un sistema cuente con instalación a tierra, se puede dar el caso en que se produzca un fallo de la misma y es ahí cuando el paciente enfrenta una situación de peligro. Por esto se ha visto la necesidad de crear sistemas de alimentación aislados, que permitan dar mayor seguridad al paciente, sobre todo en las áreas críticas.

5.2.1 Transformador de aislamiento. Como su nombre lo indica es un transformador, el cual se utiliza para mantener aislada la red de alimentación que comunica al paciente, de la red general del hospital. Este método es una solución económica para reducir los riesgos eléctricos en el quirófano. Este transformador, además siempre viene acompañado de otro equipo, denominado monitor de aislamiento de línea.

5.2.2 Monitor de aislamiento de línea. También conocido como LIM (Line Isolation Monitor), es un equipo que sirve para detectar las pérdidas de aislamiento en los devanados del transformador del mismo nombre. El LIM consta de una alarma, la cual se activa al superar el nivel de seguridad aceptado de corriente (5mA) y es conocida como de "primer fallo", debido a que no significa un peligro inminente, sino un primer llamado de atención. Además la activación de la misma no implica la interrupción del servicio eléctrico.

6. Prototipo desarrollado

El sistema presenta un diseño dividido por etapas, donde cada una cumple con determinada función en el tratamiento de la señal eléctrica; así, tenemos las siguientes:

- ✓ Etapa de adquisición
- ✓ Etapa de filtrado
- ✓ Etapa de diferenciación y amplificación
- ✓ Etapa de conversión AC-DC
- ✓ Etapa de microcontrolador PIC
- ✓ Etapa de salida

6.1. Etapa de adquisición

Es la etapa donde se sensa la corriente de fuga en la línea de tierra de la red eléctrica, por medio de una resistencia de derivación conocida como “Shunt”. Esta resistencia permite conocer la corriente mediante la medición de la diferencia de voltaje a través de ella, utilizando la Ley de Ohm:

$$I = \frac{V}{R} \quad (1)$$

En el proyecto se utilizó una resistencia shunt de 220Ω , debido a que este valor se adapta a las necesidades de ganancia requeridas en las próximas etapas. La simulación de esta etapa se observa en la Figura 4.

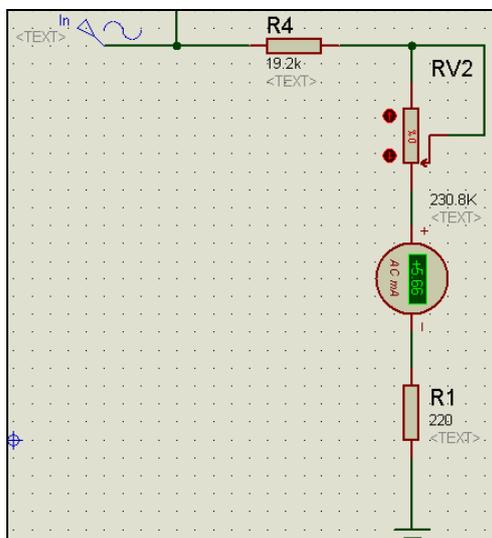


Figura 4. Simulación de la etapa de Adquisición.

6.2. Etapa de filtrado

Es la etapa donde se limita la señal entrante a un cierto rango de frecuencias, para lo cual se usa un filtro pasa-banda de manera que elimine señales no deseadas. Cabe indicar que la frecuencia de trabajo es de 60 Hz, que es la que brinda la red eléctrica y la cual se encuentra dentro del rango del filtro.

El filtro pasa-banda está formado por un filtro pasa-alto, en serie con un filtro pasa-bajo, diseñado para que permita el paso de señales que se encuentran por encima de una frecuencia f_{OL} de 0.5Hz y por debajo de otra frecuencia f_{OH} de 500Hz aproximadamente. Los cálculos usados para establecer este diseño son:

$$f_{OL} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1} = \frac{1}{2\pi(1M\Omega)(330nF)} = 0.48Hz \quad (2)$$

$$f_{OH} = \frac{1}{2\pi R_2 C_2} = \frac{1}{2\pi(1k\Omega)(330nF)} = 482.29Hz \quad (3)$$

6.3. Etapa de diferenciación y amplificación

Es la etapa donde se acondiciona la señal y además se amplifica a una ganancia deseada por medio de una resistencia variable. En esta etapa se utiliza un amplificador AD620, el cual es un circuito integrado de bajo costo y funciona como amplificador de instrumentación de alta precisión que requiere una sola resistencia externa para establecer ganancias de 1 a 1000. El bajo nivel de ruido, la baja corriente de entrada de polarización y su baja potencia lo hacen adecuado para aplicaciones médicas. Además, aporta características importantes al diseño, como alta impedancia de entrada y alto rechazo al modo común (CMRR). La ecuación de ganancia es:

$$A_V = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1 \quad (4)$$

Para el proyecto, el valor que se le dio a R_G es de 47K, dando una ganancia de 2.05.

6.4. Etapa de conversión AC-DC

Es la etapa donde la señal alterna, es transformada a una señal continua a través de un circuito integrado, conocido como AD637. Ver Figura 5.



Figura 5. Etapa de conversión AC-DC.

Este circuito integrado requiere de un componente externo denominado C_{AV} , que es un capacitor a través del cual se establece el tiempo promedio del período, la precisión en baja frecuencia, el nivel de rizado y el tiempo de estabilización de la onda. Cabe especificar que en el diseño de este proyecto, el valor de C_{AV} fue tomado de acuerdo a los valores sugeridos por el fabricante, teniendo en cuenta una entrada sinusoidal con frecuencia de 60Hz; es así que el valor utilizado fue de $C_{AV}=0.82\mu F$.

6.4. Etapa de microcontrolador PIC

Es la etapa donde la señal continua obtenida en la etapa anterior se envía al microcontrolador PIC 18F2550, que a través de una programación interna permite realizar tareas de control en los dispositivos de salida. El lenguaje de programación utilizado para el PIC fue Basic, con el compilador PicBasic Pro y el programa ensamblador MicroStudio Code. Se hizo uso de las siguientes funcionalidades del PIC:

- ✓ Convertidor Analógico-Digital.

- ✓ Generación de frecuencia audible.

El diagrama de flujo utilizado para la programación del microcontrolador es:

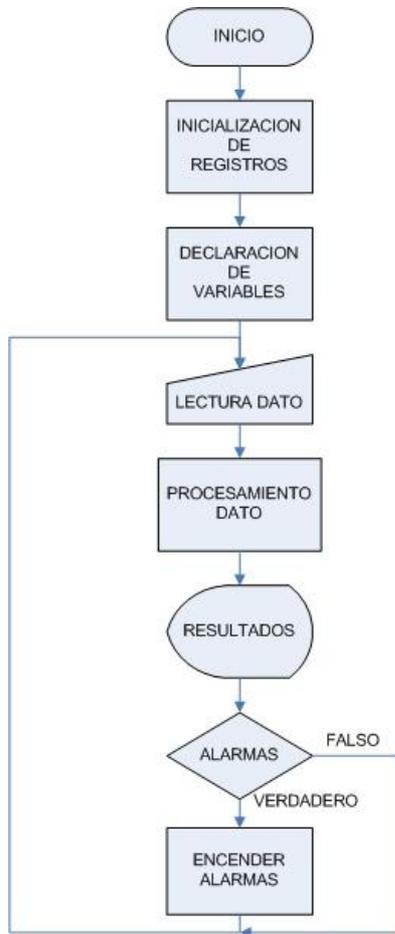


Figura 6. Diagrama de bloques del programa principal.

6.5. Etapa de salida

Es la etapa donde se evidencia el funcionamiento correcto del equipo a través de los dispositivos externos, como:

- ✓ Buzzer: Se utiliza un parlante de 1W de potencia, el mismo que entrará a funcionar cuando se produzca la situación de alarma.
- ✓ Displays: En los displays de 7 segmentos se va mostrando dígito a dígito el valor de la corriente de fuga en el tiempo.

En la Figura 7 se presenta la simulación de los displays de 7 segmentos cuando el rango de V_{IN} para el PIC es de 0 - 0.25 V, se observa que los displays muestran el valor de 00, como se tiene en la Tabla 1.

Tabla 1. Rangos V_{IN} para display.

| Rango V_{IN} PIC (V) | Salida Display |
|------------------------|----------------|
| 0 - 0.25 | 00 |
| 0.26 - 0.49 | 01 |
| 0.50 - 0.79 | 02 |
| 0.80 - 1.15 | 03 |
| 1.16 - 1.55 | 04 |
| ≥ 1.56 | 05 |

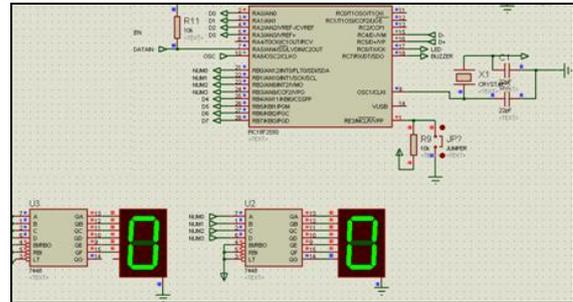


Figura 7. Simulación de los displays sin paso de corriente.

- ✓ Leds: Representan un indicador analógico, a través del cual se presenta de una forma alternativa el nivel de corriente de fuga; éste se encuentra compuesto por ocho diodos led que indican desde un nivel bajo de 0% hasta un nivel alto de riesgo del 100%. En la Figura 8 se muestra la simulación de los leds cuando el valor de V_{IN} para el PIC es de 1.569, se observa que todos los niveles de leds están activos, tal como se indica en la Tabla 2.

Tabla 2. Valores V_{IN} para leds.

| V_{IN} PIC (V) | Nivel Leds |
|------------------|-----------------|
| 0.196 | 1 |
| 0.392 | 1-2 |
| 0.588 | 1-2-3 |
| 0.784 | 1-2-3-4 |
| 0.980 | 1-2-3-4-5 |
| 1.176 | 1-2-3-4-5-6 |
| 1.373 | 1-2-3-4-5-6-7 |
| 1.569 | 1-2-3-4-5-6-7-8 |

7. Características del equipo

En la sección pasada se establecieron los parámetros de diseño que posee el LIM; en esta sección se dan a conocer las características del mismo, entre estas: los materiales usados para su construcción, el costo total que esto implica y las especificaciones eléctricas que posee.

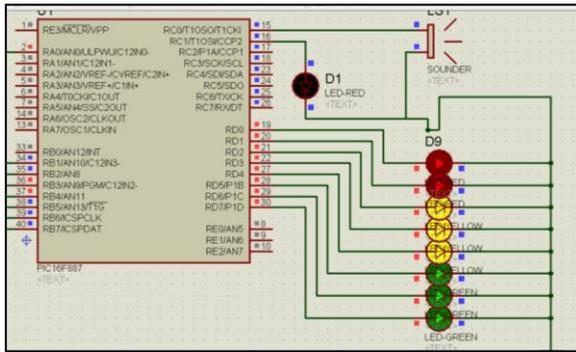


Figura 8. Simulación de los ocho niveles de leds activos.

7.1. Materiales y costos del equipo

A continuación se detallan los materiales y costos económicos afrontados:

Tabla 3. Materiales y costos.

| Cantidad | Descripción | Total |
|----------|----------------------------------|----------------|
| 1 | Resistencia 220Ω | 0.05 |
| 2 | Resistencia 1K | 0.10 |
| 9 | Resistencia 330 | 0.45 |
| 9 | Resistencia 10K | 0.45 |
| 2 | Resistencia 1M | 0.10 |
| 1 | Resistencia 47K | 0.05 |
| 2 | Capacitor 330nf | 0.30 |
| 1 | Capacitor 470nf | 0.25 |
| 5 | Borneras | 0.75 |
| 1 | AD620 | 3.50 |
| 1 | AD637 | 12.00 |
| 1 | PIC18F2550 | 6.00 |
| 2 | Display de 7 segmentos | 1.00 |
| 1 | Buzzer | 0.90 |
| 11 | Leds | 1.10 |
| 2 | Juegos de conectores de 12 pines | 0.40 |
| 1 | Sócalo 8 pines | 0.25 |
| 1 | Sócalo 16 pines | 0.40 |
| 1 | Sócalo 28 pines | 0.60 |
| 1 | Placa 8x5 cm | 4.00 |
| | | \$43.85 |

Como se indica en la Tabla 3, para la realización total del equipo fue necesario invertir una cantidad de \$43.85, teniendo presente que se trata de un diseño relativamente económico, sin embargo algunos de los elementos tuvieron que ser importados.

7.2. Especificaciones técnicas

A continuación, se presentan algunas características eléctricas y mecánicas del equipo:

Eléctricas

| | |
|------------------------------|--------------------|
| Fuente (entrada de voltaje): | 120V _{AC} |
| Frecuencia de entrada: | 60Hz |
| Consumo de Potencia: | 9.6W |
| Corriente: | 80mA |

Mecánicas

Dimensiones del Equipo

| | |
|--------|--------|
| Largo: | 25.5cm |
| Ancho: | 21.5cm |
| Alto: | 10.7cm |
| Peso: | 1.36Kg |

7.3. Presentación del equipo

En esta sección se muestra el producto final del proyecto. En la Figura 9 y en la Figura 10 se presentan distintas perspectivas del mismo.



Figura 9. Vista lateral derecha del LIM.



Figura 10. Vista lateral izquierda del LIM.

8. Funcionamiento del equipo

Para el correcto funcionamiento del LIM se deben seguir los siguientes pasos:

- Conectar el cable de alimentación a la red eléctrica de 110 V.
- Activar el switch de encendido del equipo.
- Conectar el equipo en serie a la línea de tierra de la red eléctrica.
- El equipo procederá a sensar la corriente y lo mostrará en sus indicadores externos.
- Observar si no hay situación de peligro, por medio del indicador led y la alarma sonora.

Cabe indicar que el LIM va empotrado en un tablero especial conocido como de aislamiento, y cada quirófano debe contar con uno.

8.1. Situación de alarma

Una vez que se activa la alarma, el LIM no procederá a cortar la alimentación de la red eléctrica, pues se encuentran en riesgo equipos de alta criticidad. La solución a este fallo se resuelve chequeando el aislamiento de la red eléctrica en el momento oportuno, sin que se ponga en riesgo la integridad del paciente.



Figura 11. Equipo en situación de alarma.

En la Figura 10 se muestra el equipo en situación de alarma, por ello se aprecia que el medidor analógico está encendido en su totalidad, resaltando los últimos niveles (leds rojos) que indican riesgo, además de que se cuenta con un led adicional denominado como “Peligro” donde se corrobora dicha situación.

9. Conclusiones

A través de la realización de este proyecto se ha llevado a la concientización de que, el ambiente en un hospital es mucho más propenso que cualquier otro lugar a los accidentes eléctricos, pues aquí se combinan diferentes fluidos corporales (sangre, orina, sales, agua) y elementos como: resistencia del cuerpo reducida, gran cantidad de dispositivos eléctricos; por

todo ello es necesario buscar mejoras en la seguridad eléctrica de los centros hospitalarios del país.

La tecnología de seguridad eléctrica se muestra muchas veces inalcanzable para países subdesarrollados, debido a sus altos costos y a la falta de regulación y normas que las exijan, se imposibilita así la realización de programas eficientes de seguridad en las instalaciones de salud. Por este motivo, se presenta este proyecto como una solución de bajo costo y alta confiabilidad para resolver dicho problema, protegiendo la salud de los pacientes.

Se sugiere que todos los equipos médicos ubicados en áreas críticas como Unidad de Cuidados Intensivos (U.C.I) y quirófanos sean conectados a la red de aislamiento, la misma que está conformada por el transformador de aislamiento y el monitor de aislamiento de línea, entre estos equipos médicos se menciona: máquina de anestesia, electrobisturí, máquina extracorpórea, equipo de laparoscopia, equipo de endoscopia, bombas de infusión, monitor multiparámetro, respiradores, bomba de succión.

11. Referencias

- [1] Joseph Bronzino, “Management of Medical Technology”, (Book style with paper title and editor),” Butterworth-Heinemann, 1992, pp. 42–43.
- [2] John G. Webster, Albert M. Cook, “Clinical Engineering” (Book style with paper title and editor),” Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979, pp. 329–330.
- [3] Miguel Yapur., “Protección contra accidentes eléctricos en ambientes hospitalarios”, Anales de las XII JIEE, EPN, Quito, 1991, pp. 55 a 61.
- [4] All Datasheet, “AD620 Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier”, www.alldatasheet.com, fecha de consulta octubre 2012.
- [5] Tableros para Hospitales, “Sistemas de Energía para Hospitales” <http://www.trolser.com.ve/userfiles/File/DESCARGAS/Tableros%20de%20hospitales/TROL%20Tab.%20aisl.%202.pdf>, fecha de consulta agosto 2012.
- [6] Gregorio Hernández, “Por qué es vital utilizar tablero de aislamiento para hospital”, Conferencia Instalaciones Eléctricas en Hospitales. <http://www.ruelsa.com/cime/boletin/2003/b61.html>, fecha de consulta agosto 2012.