

# Diseño y Construcción de un Módulo Medidor de Corrientes de Fuga y Analizador de Tomacorrientes en Instalaciones Médicas

Jaime Leovigildo Tinoco Campuzano<sup>(1)</sup> David Ramón Salao Paredes<sup>(2)</sup> M.Sc. Miguel Eduardo Yapur Auad<sup>(3)\*</sup>  
Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación<sup>(1) (2) (3)</sup>  
Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL)  
Campus Gustavo Galindo, Km 30.5 vía Perimetral  
Apartado 09-01-5863. Guayaquil-Ecuador  
jleo\_tinoco@hotmail.com<sup>(1)</sup> escorpiondavid@hotmail.com<sup>(2)</sup> myapur@fiec.espol.edu.ec<sup>(3)</sup>

## Resumen

*En áreas hospitalarias los pacientes están expuestos a diversos tipos de riesgo. Uno de los más frecuentes y peligroso es el riesgo eléctrico, el cual está presente en toda instalación eléctrica y en cualquier equipo conectado a la misma. El proyecto que se ha desarrollado ayuda a prevenir accidentes eléctricos debidos a corrientes parásitas, llamadas también corrientes de fuga; también es capaz de detectar posibles situaciones de peligro debido al cableado incorrecto de los tomacorrientes; además, indica si los voltajes de alimentación se encuentran fuera de los rangos nominales. También permite realizar la medición de la impedancia del cable de tierra de la instalación, con la finalidad de conocer la calidad del aterrizado del circuito. El equipo desarrollado es un módulo analizador de seguridad eléctrica, que está basado en estándares para seguridad en ambientes hospitalarios, el cual permite determinar si los aparatos eléctricos, superficies conductoras y tomacorrientes, son eléctricamente seguros para ser usados con pacientes.*

**Palabras Claves:** Corriente de fuga, microcontrolador, Microshock, Macroshock.

## Abstract

*Patients in hospital areas are exposed to various types of risk. One of the most common and dangerous is the electrical hazard, which is present in all electrical installation and any equipment connected to it. The project has been developed helps prevent electrical accidents due to parasites currents, also called leakage currents, it is also able to detect potentially dangerous situations due to incorrect wiring of outlets, also indicates if the supply voltages are out of the nominal values. It also measures the impedance of the ground wire in an electrical installation, in order to know the quality of the grounding path. The equipment developed is an electrical safety analyzer module, which is based on safety standards for hospital environments, which determines whether electrical apparatus, conductive surfaces, and outlets, are electrically safe to use with patients.*

**Keywords:** Leakage current, microcontroller, Microshock, Macroshock.

## 1. Fundamentos teóricos

La tecnología médica ha mejorado sustancialmente el cuidado de la salud en todas las especialidades, y ha reducido la insalubridad y la mortandad en pacientes con enfermedades críticas. No obstante, la complejidad de los equipos médicos y su mal utilización en muchos procedimientos clínicos, pueden provocar lesiones en los pacientes.

### 1.1 Efectos fisiológicos de la electricidad.

Para que un efecto fisiológico ocurra, el cuerpo humano debe formar parte de un circuito eléctrico. La corriente debe entrar en el cuerpo por un punto y salir por otro. La magnitud de la corriente es igual al voltaje aplicado, dividido para la suma de las impedancias en serie, tanto de los tejidos del cuerpo como las de los puntos de contacto. La impedancia

más grande es a menudo la resistencia de la piel en la superficie de contacto.

Tres fenómenos pueden ocurrir cuando una corriente eléctrica fluye a través de un tejido biológico:

1. Estimulación eléctrica de tejidos excitables (nervios y músculos).
2. Calentamiento resistivo de los tejidos.
3. Quemaduras electroquímicas y daños en los tejidos.

**1.1.1. Macroshock.-** Cuando una corriente es aplicada en dos puntos de la superficie del cuerpo, y sólo una fracción de dicha corriente fluye hacia el corazón; esta gran corriente aplicada es lo que se conoce como "Macroshock". Ver tabla 1.

**1.1.2. Microshock.-** Si un dispositivo provee de un camino de conducción directo al corazón, que está aislado, entonces muy pequeñas corrientes, llamadas

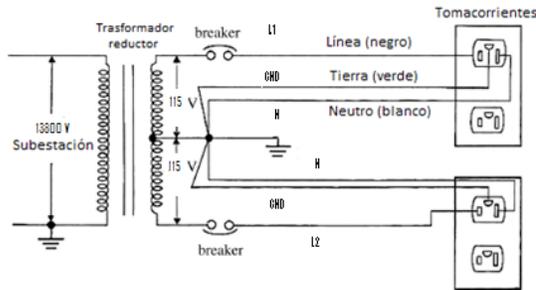
“Microshock”, podrían inducir la fibrilación ventricular. Este evento se llama Microshock.

**Tabla 1.** Límites de los efectos fisiológicos

Macroshock	
Nivel de corriente	Efecto fisiológico
2-10mA	Umbral de percepción
6-100mA	Corriente límite de liberación
18mA-	Parálisis respiratoria, fatiga, dolor
55-120mA	Fibrilación ventricular
0.5-1A	Contracción del miocardio
>1.5A	Quemaduras

## 1.2. Distribución de la energía eléctrica.

Un diagrama simplificado de la distribución de la energía eléctrica se muestra en la fig. 1. El Alto voltaje (13800Vac) se aplica vía cables subterráneos o aéreos; a un transformador reductor que lo convierte a 230Vac. Este secundario tiene el tap central aterrizado para proveer circuitos de 115Vac entre el neutro aterrizado y cada extremo del devanado secundario. Algunos dispositivos de trabajo pesado, como acondicionadores de aire, secadoras eléctricas, máquinas de rayos x que requieren 230Vac, son conectados a través del devanado del secundario completo. Ordinariamente los tomacorrientes de las paredes y las luces operan a 115Vac, que se obtienen de cualquiera de las terminales de línea viva, y el tap central aterrizado que es el neutro o retorno.



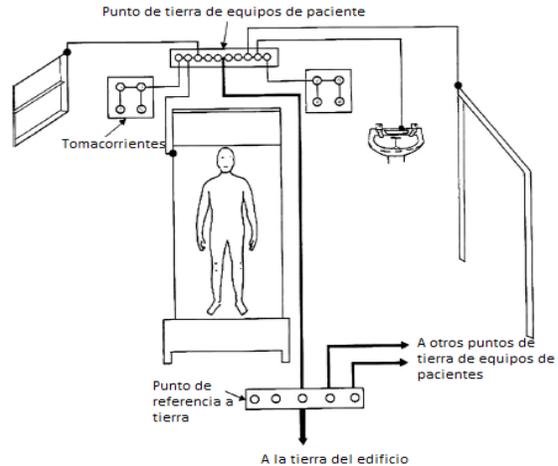
**Figura 1.** Distribución eléctrica en áreas hospitalarias

Adicionalmente, para instalaciones médicas se requiere que todos los tomacorrientes sean de grado hospitalario y, deben estar conectados por un cable de tierra separado en configuración “copo de nieve”. Ver fig. 2

## 1.3. Sistema de aterrizaje.

Los sistemas de tierra de baja resistencia que puedan llevar la corriente a los rangos de disparo de los breakers, son claramente esenciales para proteger

a los pacientes. La fig. 2 muestra la importancia de tierras adecuadas para la protección contra los Macroshocks y Microshock. Un sistema de tierras o de aterrizado, protege a los pacientes al mantener todas las superficies conductoras y tierras de los tomacorrientes en ambientes de pacientes, al mismo potencial.



**Figura 2.** Sistema de aterrizaje en copo de nieve

El punto de tierra de los equipos de pacientes es conectado individualmente a todas las tierras de los receptáculos del ambiente. Estas conexiones no deberían exceder los 0.15 ohmios; la diferencia de potencial entre receptáculos y superficies conductoras no debería de exceder de 40mV. Cada equipo de paciente debe estar conectado individualmente a un punto de referencia, que está conectado a la tierra del edificio.

## 1.4. Corrientes de fuga.

Las pequeñas corrientes, usualmente en el orden de los microamperios, que fluyen inevitablemente entre conductores aislados adyacentes a diferentes potenciales, son llamadas corrientes de fuga. Aunque la mayoría de las corrientes de fuga, en equipos que funcionan con AC, fluyen a través de las capacitancias parásitas entre los dos conductores, alguna corriente de fuga resistiva fluye a través del aislamiento, el polvo y la humedad.

**1.4.1. Corriente de fuga de chasis.** Es la que fluye del chasis a través de un camino conductor a tierra u otra parte del chasis, pero no por el conductor de protección.

**1.4.2. Corriente de fuga de líneas de paciente.** Es la que fluye de una parte aplicada del equipo al paciente a través de aquél hacia tierra, o de otro conductor a través del paciente a un equipo flotante.

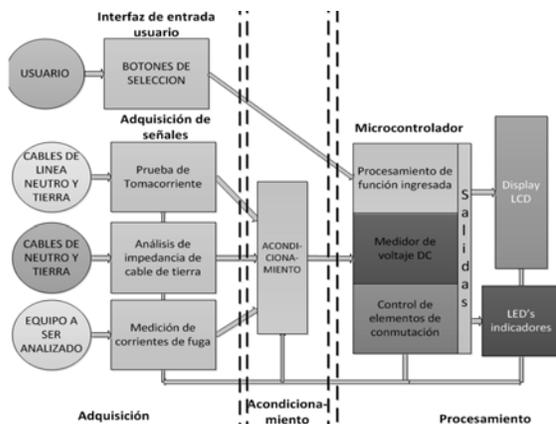
**Tabla 2.** Valores máximos de las corrientes de fuga

Aparato eléctrico	Fuga de chasis (uA)	Fuga de líneas de paciente(uA)
Aparatos no diseñados para contacto con paciente	100	No aplicable
Aparatos no diseñados para contacto con paciente y falla simple	500	No aplicable
Aparatos con líneas de pacientes no aisladas	100	10
Aparatos con líneas de paciente no aisladas y falla simple	300	100
Aparatos con líneas de paciente aisladas	100	10
Aparatos con líneas de paciente aisladas y falla simple	300	50

## 2. Diseño del circuito del módulo

Las diversas etapas del proyecto fueron diseñadas independientemente una de las otras, donde las señales de interés convergen hacia la unidad de procesamiento mediante multiplexación. Éstas son tomadas mediante configuraciones especializadas en la realización de cada prueba que devuelven como resultado, un conjunto de señales, las cuales son acondicionadas de modo que sean apropiadas para ser analizadas. El acondicionamiento depende del análisis a realizar seleccionado por el usuario. Luego las señales son analizadas en la unidad de procesamiento que es implementada en un microcontrolador, el cual ha sido escogido apropiadamente para este proyecto. Finalmente los resultados de las pruebas son mostrados mediante un display LCD y LED's indicadores.

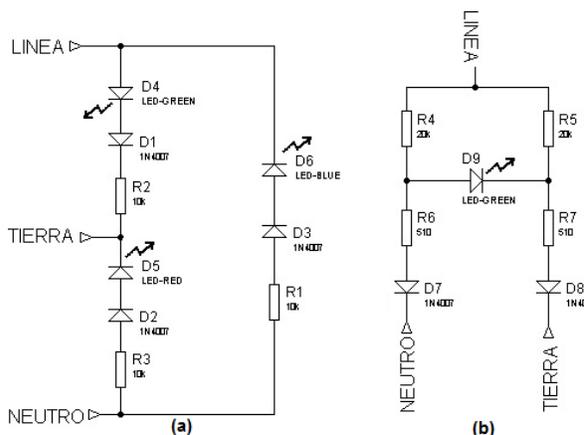
El proyecto puede ser explicado de forma más clara mediante el siguiente diagrama de bloques, mostrado en la fig. 3.



**Figura 3.** Diagrama de bloques del módulo

## 2.1. Adquisición

### 2.1.1. Probador de tomacorrientes.



**Figura 4.** Probador de tomacorrientes

El circuito mostrado en la fig. 4 (a) consta de un arreglo de resistencias, diodos y LEDs, que permite comprobar los principales escenarios posibles, para el cableado de tomacorrientes; con la excepción de que no diferencia entre una condición de “Cableado correcto” y otra de “Neutro y Tierra invertidos”.

El circuito mostrado, en la fig. 4(b) presenta la característica de responder con un voltaje DC diferencial positivo o negativo, el cual mantiene encendido o apagado un LED, en respuesta a si el cable Neutro y el cable de Tierra están invertidos en el tomacorriente; terminando así con la ambigüedad anteriormente mencionada.

En la tabla 3 se anotan los resultados de algunas de las condiciones que el dispositivo puede detectar.

Estado del tomacorriente	LED 1	LED 2	LED 3	LED 4
<i>Línea abierta</i>	OFF	OFF	OFF	#
<i>Neutro abierto</i>	ON	OFF	OFF	#
<i>Posible no cableado</i>	OFF	ON	OFF	#
<i>Línea abierta</i>	OFF	OFF	ON	#
<i>Cables de Línea y tierra invertidos</i>	ON	ON	OFF	#
<i>Correcto cableado</i>	ON	OFF	ON	ON
<i>Línea y neutro invertidos</i>	OFF	ON	ON	#
<i>Línea abierta y neutro en línea</i>	ON	ON	ON	#

**Tabla 3.** Combinaciones de LED's para el probador de tomacorrientes

### 2.1.2. Medidor de impedancia de cable de tierra.

El circuito de esta etapa es un arreglo capaz de tomar la señal del voltaje que cae en el cable tierra, producto de una corriente conocida. El circuito

generador de la corriente fija de 1A<sub>pico</sub>, es una fuente de corriente alterna, la cual se conecta entre el cable de tierra y el cable neutro. Donde la señal de interés para el análisis es la diferencia de voltaje generada entre neutro y tierra, producto de la corriente a través de la impedancia del cable. Ver fig. 5

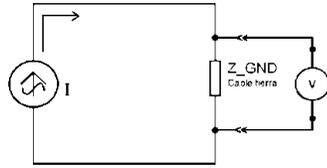


Figura 5. Medición de impedancia

La fuente de corriente alterna a 60Hz se compone de dos etapas fundamentales. La primera es un oscilador sinusoidal trabajando a 60Hz. Y la segunda etapa consiste de una fuente de corriente que es controlada por la señal de voltaje generada en el oscilador. Ver fig. 6.

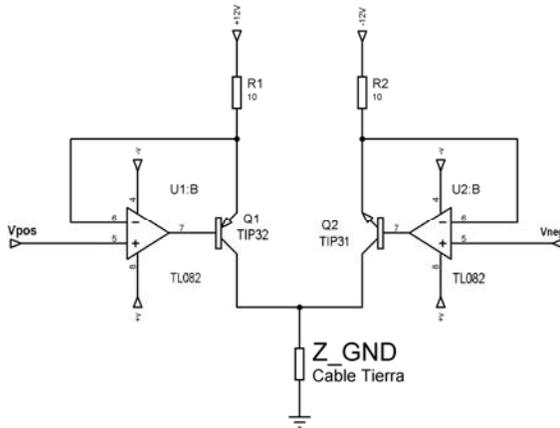


Figura 6. Fuente de corriente

**2.1.3. Medidor de corrientes de fuga.** El circuito consiste, en una red que simula la impedancia del paciente conectada a tierra, a través de la cual pasará la corriente de fuga. Ver fig. 7.

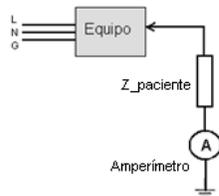


Figura 7. Esquema básico de la medición de corrientes de fuga

A la red UL544, le será añadida una resistencia de derivación (shunt) cuyo valor es despreciable en relación al resto del circuito, en cuyos terminales se

tendrá un voltaje proporcional a la corriente que circula a través de la red.

## 2.2. Acondicionamiento

El diagrama de bloques de la fig. 8 muestra las etapas, por las cuales, las señales deben pasar antes de ser procesadas en el microcontrolador.

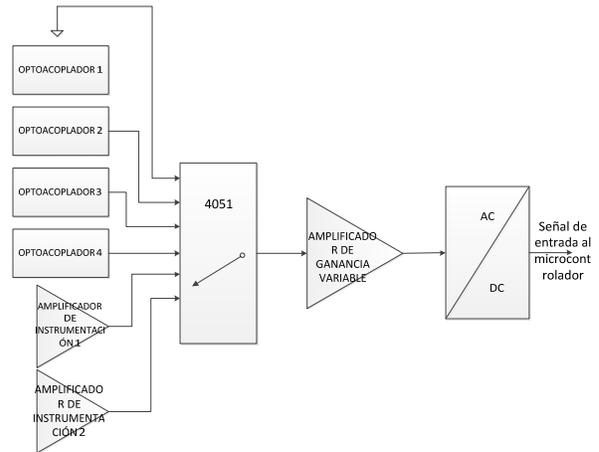


Figura 8. Etapa de acondicionamiento

Los cuatro bloques de opto-acopladores corresponden a las señales de los LEDs del probador de tomacorrientes; mientras que los amplificadores de instrumentación corresponden a las pruebas de medición de impedancia de tierra y medición de corrientes de fuga. La finalidad de estas etapas es el aislamiento y la adquisición de las señales provenientes de las pruebas.

El bloque selector de señales es un multiplexor analógico, el cual selecciona individualmente la señal que pasará a la siguiente etapa, para después ser analizada en el microcontrolador.

B	A	Ganancia $A_v = \frac{R_{f1}}{R_{i1}} \times \frac{R_{f2}}{R_{i2}}$
0	0	$A_v = \frac{1k}{1k} \times \frac{1k}{1k} = 1$
0	1	$A_v = \frac{1k}{1k} \times \frac{10k}{1k} = 10$
1	0	$A_v = \frac{10k}{1k} \times \frac{10k}{1k} = 100$
1	1	$A_v = \frac{22k}{1k} \times \frac{22k}{1k} = 484$

Tabla 4. Ganancias del amplificador de ganancias variable.

El bloque amplificador de ganancia variable, es el encargado de adaptar la amplitud de la señal desde el selector, a niveles en los que se aproveche de manera adecuada el convertidor AC/DC de 10 bits, integrado en el microcontrolador.

El circuito consiste de dos amplificadores inversores en cascada, cuyas resistencias en realimentación pueden ser intercambiadas mediante un circuito multiplexor analógico llamado CD4052.

Finalmente, el bloque convertidor AC/DC, convierte las señales amplificadas alternas del bloque anterior en una señal DC, la cual ingresa directamente a la unidad de procesamiento (microcontrolador).

### 2.3. Procesamiento

Esta parte del módulo es el centro encargado de procesar las señales de entrada y devolver los resultados de las pruebas, que es capaz de realizar el módulo.

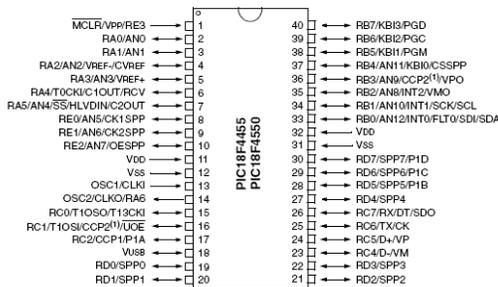


Figura 9. Microcontrolador PIC18F4550

El microcontrolador a usarse será el PIC18F4550, perteneciente a la gama alta de los microcontroladores de Microchip. Básicamente, el manejo de las diversas operaciones lógicas del proyecto, no requiere de un microcontrolador de las prestaciones del 18F4550. Pero debido a la gran cantidad de operaciones matemáticas, la disponibilidad y el manejo de variables de gran tamaño, como son las de punto flotante, surgió la necesidad de utilizar un microcontrolador con mayor cantidad de memoria.

### 3. Programación del microcontrolador 18F4550

La programación del módulo está compuesta de una función principal, la cual está a la espera de que se presionen los botones correspondientes para cualquiera de las pruebas que el equipo puede realizar, para posteriormente activar y desactivar sus bits de acuerdo a las necesidades de cada prueba. Adicionalmente, las pruebas de medición llaman a una subrutina que decide la ganancia de las señales

adquiridas de acuerdo al tamaño de la señal de entrada en el convertidor ADC del microcontrolador.

### 4. Resultados

Finalizado el diseño del circuito y la posterior construcción, se obtiene como resultado un módulo de gran utilidad en la seguridad eléctrica en ambientes hospitalarios capaz de cubrir funciones de equipos en el mercado a una fracción de su costo.

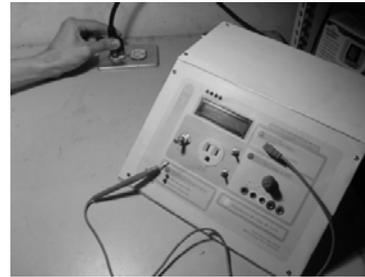


Figura 10. Módulo finalizado

### 5. Conclusiones

1. La seguridad eléctrica hospitalaria es un tema extenso, pero meritorio de ser tomado en cuenta, y de suma importancia si lo que se busca es la calidad en el sistema hospitalario del país.
2. Los circuitos integrados CD4051 y CD4052 tienen unas interesantes características para el manejo de señales múltiples, lo que permite la construcción de circuitería común entre las señales y aprovechar de mejor manera los pines del microcontrolador.
3. Partiendo de los conocimientos adquiridos a lo largo de la vida estudiantil y de las aptitudes desarrolladas durante la misma, se ha logrado dar solución a una problemática en el área de la seguridad eléctrica hospitalaria.
4. Se requiere de un largo periodo de tiempo de investigación, pruebas, mediciones y replanteamiento de ciertas etapas del circuito previo a la construcción final del módulo.
5. El módulo construido, aunque pensado para ser usado en áreas hospitalarias, puede también ser de utilidad en los hogares y edificios de instituciones públicas y privadas. Se puede, antes de la instalación de un equipo a la red eléctrica, hacer una revisión de los parámetros de seguridad mencionados y así estar seguros de que el aparato está funcionando correctamente, lo que hace que la vida útil del equipo no disminuya. Además, previene de riesgos de Macroshock (como en las refrigeradoras), que suelen presentarse frecuentemente en instalaciones no hospitalarias.

## 6. Agradecimientos

Agradecemos primeramente a Dios; y de manera muy especial a nuestras familias y docentes que con sus enseñanzas y ejemplo fueron artífices de nuestra formación. Además ofrecemos una nota de agradecimiento a nuestros amigos y colegas que nos ayudaron durante el desarrollo del proyecto: Miguel Vivert, Samuel Medina, Jhonny Barzola y Gionella Rodríguez.

## 7. Referencias

[1] W. Olson. Cap 14 Seguridad Eléctrica (del libro: Instrumentación Médica, Aplicación y Diseño. 4 ed), 2004.

[2] Webster y Cook, Principios de Ingeniería Clínica, 3 ed, 1974.

[3] Hayt, Kemmerly, Durbin, Análisis de Circuitos en Ingeniería, 7 ed, 2007.

[4] B. Carter y T. Brown, Manual de aplicaciones de Amplificadores Operacionales (octubre 2001 [www.ti.com](http://www.ti.com)).

[5] R. Mancini, OpAmps para todos, (agosto 2002 [www.ti.com](http://www.ti.com)).

[6] F. Driscoll y R. Coughlin, Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales, 2 ed, 1970.

[7] M. Yapur y W. Von Maltzahn, Medical Electronics, ESPOL, 1 ed, 1987