



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MONITOR DE
AISLAMIENTO DE LÍNEA PARA SER USADO EN ÁREAS
CRÍTICAS DE UN HOSPITAL”

TESINA DE SEMINARIO DE GRADUACIÓN

Previo a la obtención del Título de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

INGENIERO EN TELEMÁTICA

Presentado por:

JANETH CAROLINA PALACIOS CRIOLLO

DAVID SAMUEL MEDINA FERRÍN

Guayaquil - Ecuador

2012

AGRADECIMIENTO

Nuestro principal agradecimiento a nuestro amado Dios, porque ha sido nuestra fuerza inspiradora en el desarrollo de este proyecto.

A nuestra querida ESPOL, porque en ella hemos adquirido conocimientos y enseñanzas de vida.

Y nuestras sinceras gratificaciones al MSc. Miguel Yapur, porque gracias a su guía se ha hecho posible la realización de este trabajo.

DEDICATORIA

A Dios.

A Miguelito, mi ángel guradián.

A mis amados padres: Orly y Janet y a
mi querido hermano Orly Javier.

A mi querida Esperanza Asencio.

A mis primas.

Y a mi estimado amigo y consejero

Master Nelsón Paz.

Janeth Carolina Palacios Criollo

DEDICATORIA

A Jehová, mi Dios, por las oportunidades y la fortaleza dada.

A Segundo y Angela, mis padres, por el apoyo incondicional brindado.

A Manuel y Elizabeth, mis hermanos, por su comportamiento y actitud ejemplar.

A mis familiares y amigos que han sido parte de mi vida.

David Samuel Medina Ferrín

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

M.Sc. Miguel Yapur
PROFESOR DEL SEMINARIO DE GRADUACIÓN

M.Sc. Patricia Chávez
PROFESOR DELEGADO POR LA UNIDAD ACADÉMICA

DECLARACIÓN EXPRESA

La responsabilidad del contenido de esta Tesina de Seminario de Graduación, nos corresponde exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la Escuela Superior Politécnica del Litoral".

Janeth Palacios Criollo

David Medina Ferrín

RESUMEN

El lugar donde el ser humano se encuentra más vulnerable al choque de corriente eléctrica es en el quirófano, ya que por lo general los pisos son conductivos, la salud del paciente está disminuida y con frecuencia hay flujo sanguíneo; estos tres factores son catalizadores para dañar a una persona ante el paso de una corriente de fuga, 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. Entre estas tenemos, el uso del transformador de aislamiento, el cual permite mantener aislada la alimentación de los equipos médicos y a su vez, todo transformador de aislamiento va acompañado de un monitor de aislamiento de línea o *LIM*.

Por medio de este trabajo se quiere dar a conocer el diseño e implementación de un monitor de aislamiento de línea (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 las corrientes de fuga en la línea de tierra de la red eléctrica del hospital, de tal manera que sense y controle la magnitud de ésta y la mantenga dentro de los límites de seguridad sugeridos.

ÍNDICE GENERAL

INDICE GENERAL.....	i
ABREVIATURAS.....	iv
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
INTRODUCCIÓN.....	x
CAPÍTULO 1	1
MARCO TEÓRICO	1
1.1 Antecedentes.....	1
1.2 Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica.....	3
1.3 Corrientes de Fuga.....	8
1.4 Riesgo de Descargas Eléctricas.....	9
1.4.1 Macroshock.....	9
1.4.2 Microshock.....	11
1.5 Distribución de Potencia eléctrica en un Hospital.	14
1.5.1 Entorno Eléctrico de los Pacientes.	15
1.5.2 Sistemas de Alimentación Aislados.	16
1.6 Monitor de Aislamiento de Línea (LIM).	17
CAPÍTULO 2	19

PROTOTIPO DESARROLLADO	19
2.1 Descripción general del sistema.....	20
2.1.1 Diagrama de bloques del diseño.	21
2.2 Descripción detallada del sistema.....	23
2.2.1 Etapa de Adquisición.	23
2.2.2 Etapa de Filtrado.....	25
2.2.3 Etapa de Diferenciación y Amplificación.	29
2.2.4 Etapa de Conversión AC-DC.....	35
2.2.5 Etapa de Microcontrolador PIC.	39
2.2.6 Etapa de Salida.....	42
CAPÍTULO 3	54
ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO	54
3.1 Pruebas	55
3.2 Materiales.....	58
3.3 Costos.....	59
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	60
ANEXOS	62
ANEXO A: Manual de usuario.	62

ANEXO B: Diagrama Esquemático del Circuito.....	64
ANEXO C: Especificaciones del Equipo.	66
ANEXO D: Presentación del Equipo	67
ANEXO E: Amplificador de Instrumentación AD620.....	70
ANEXO F: Convertidor RMS-DC AD637	73
ANEXO G: Código grabado en PIC.....	76
BIBLIOGRAFÍA	81

ABREVIATURAS

A	miliAmperes
AC	Corriente alterna
CMRR	Rechazo al modo común
db/dec	Decibelios por década
DC	Corriente directa
EMI	Interferencia Electromagnética
Hz	Hertz
Kg	Kilogramo
KVA	Kilovoltiamperio
K Ω	Kiloohmio
LIM	Monitor de Aislamiento de Línea
OPAMP	Amplificador Operacional
PIC	Controlador de interfaz periférico
RFI	Interferencia de Radio Frecuencia
RMS	Valor eficaz
seg	segundos
V	Voltaje
W	Watts

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1 Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica..	18
Figura 1-2 Riesgo de Macroshock..	21
Figura 1-3 Riesgo de Microshock..	12
Figura 1-4 Pérdida de puesta a tierra.	13
Figura 1-5 Superficie no conectada a tierra..	15
Figura 1-6 Diagrama simplificado de la distribución eléctrica..	17
Figura 1-7 Transformador de Aislamiento.....	28
Figura 1-8 LIM en sistema con transformador de aislamiento..	29
Figura 2-1 Diagrama de Bloques para el diseño del monitor de aislamiento de línea (LIM).....	22
Figura 2-2 Simulación de la Etapa de Adquisición con la corriente máxima.	25
Figura 2-3 Simulación de la Etapa de Adquisición con la corriente mínima..	26
Figura 2-4 Simulación del filtro pasa-banda.....	39
Figura 2-5 Respuesta de frecuencia a la salida del filtro pasa-banda.....	39
Figura 2-6 Esquema Simplificado del AD620. Imagen tomada del Datasheet AD620 - Analog Devices.....	30
Figura 2-7 Simulación en Proteus del AD620.	34
Figura 2-8 Señal obtenida a la salida del AD620 en el Osciloscopio Virtual.	34
Figura 2-9 Secciones principales del AD637..	36
Figura 2-10 Simulación en Proteus del AD637.	49

Figura 2-11 Señal obtenida a la salida del AD637 en el Osciloscopio Virtual	39
Figura 2-12 Diagrama de bloques del programa principal.	41
Figura 2-13 Simulación del Buzzer controlado por el PIC.....	42
Figura 2-14 Simulación de los displays de 7 segmentos sin paso de corriente.	43
Figura 2-15 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 1mA.	44
Figura 2-16 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 2mA.	45
Figura 2-17 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 3mA.	46
Figura 2-18 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 4mA.	46
Figura 2-19 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 5mA.	58
Figura 2-20 Simulación del Indicador Analógico: Primer led encendido.	48
Figura 2-21 Simulación del Indicador Analógico: Segundo diodo led encendido.	49
Figura 2-22 Simulación del Indicador Analógico: Tercer diodo led encendido.	50

Figura 2-23 Simulación del Indicador Analógico: Cuarto diodo led encendido.	50
Figura 2-24 Simulación del Indicador Analógico: Quinto diodo led encendido.	51
Figura 2-25 Simulación del Indicador Analógico: Sexto diodo led encendido.	52
Figura 2-26 Simulación del Indicador Analógico: Séptimo diodo led encendido.	53
Figura 2-27 Simulación del Indicador Analógico: Octavo diodo led encendido.	53
Figura B-1 Diagrama Esquemático de las etapas de adquisición, filtrado, diferenciación-amplificación y conversión AC-DC.....	64
Figura B-2 Diagrama Esquemático de las etapas de microcontrolador PIC y etapa de salida.....	65
Figura D-1 Vista Frontal del equipo en situación de peligro.....	78
Figura D-2 Perspectiva Frontal del Equipo dentro del límite seguro de corriente	78
Figura D-3 Vista Superior del Equipo en situación de Peligro.....	79
Figura D-4 Vista Superior del Equipo	79
Figura D-5 Vista Lateral del Equipo	80
Figura D-6 Perspectiva Lateral del Equipo	80
Figura E-1 Esquemático del integrado AD620.....	83

Figura F-1 Descripción de los pines del integrado AD637	84
Figura F-2 Esquemático del integrado AD637	86

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3-1 Resultados de las pruebas realizadas en el equipo.....	68
Tabla 3-2 Materiales usados para la realización del equipo.	69
Tabla 3-3 Costo total invertido en el equipo.....	70
Tabla E-1 Valores máximos de operación del integrado AD620.....	82
Tabla F-1 Valores máximos de operación del integrado AD637.....	85

INTRODUCCIÓN

El presente trabajo inicia con un estudio de los efectos de la corriente eléctrica en el cuerpo humano, se abarca el concepto de corrientes de fuga y la importancia de ser consideradas en el quirófano, también se analizan las situaciones de microshock y macroshock; además se presenta la distribución de la energía eléctrica en un hospital, recalando 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: etapa de adquisición, etapa de filtrado, etapa de diferenciación y amplificación, etapa de conversión AC-DC, etapa de microcontrolador PIC, y etapa de 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 establece 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.

CAPÍTULO 1

MARCO TEÓRICO

1.1 Antecedentes

A finales de los años 60, existió una intensa publicación de artículos acerca de la seguridad eléctrica de los pacientes hospitalarios en Estados Unidos. Esta disputa pacífica alcanzó su clímax cuando activistas de consumo, mayormente notable Ralph Nader (1971), exclamó que “al menos, 1200 ciudadanos americanos son electrocutados anualmente durante diagnósticos

de rutina y procedimientos terapistas en los hospitales”. Este problema se basó primeramente en la suposición de que los pacientes cateterizados que tenían una baja resistencia desde el exterior del cuerpo hasta las cercanías del corazón podrían ser electrocutados por una diferencia de voltaje muy por debajo del nivel de percepción. A pesar de que en aquel entonces no había sido desarrollada una evidencia estadística para sustentar lo dicho, estas manifestaciones provocaron un aumento en el nivel de concientización de los profesionales del cuidado de la salud, con respecto al uso seguro del instrumental médico en los pacientes.

Posteriormente, una nueva industria hospitalaria fue levantada, basada en la seguridad eléctrica. Es de aquí que, organizaciones como *National Fire Protection Association* (NFPA), establecieron códigos encaminados a la seguridad eléctrica en los hospitales; fabricantes de analizadores de seguridad eléctrica y asesores en el manejo seguro de equipos fueron llamados a participar en la gran la necesidad de varios hospitales para “reparar la seguridad eléctrica” de los mismos.

Para apaciguar estos miedos, *Joint Commission on the Accreditation of Healthcare Organizations* (JCAHO), cambió los códigos de la NFPA como estándares para la seguridad eléctrica, y especificó que los hospitales deben

inspeccionar todos los equipos usados en o cerca de los pacientes por seguridad eléctrica, al menos cada seis meses.

En las secciones pasadas se procedió a justificar la selección, desarrollo y ejecución de este proyecto, como también una breve reseña histórica del inicio en el cuidado eléctrico de los pacientes hospitalarios. En esta sección describiremos de forma detallada los efectos que la corriente eléctrica produce en el cuerpo humano, las corrientes fuga, así mismo, la forma correcta de distribución de la energía eléctrica en los centros hospitalarios y la introducción al Monitor de Aislamiento de línea, equipo electrónico que nos permite conocer si el valor de la corriente de fuga es peligroso o imperceptible al cuerpo humano.

1.2 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 ($< 5\text{mA}$).

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:

- a) Excitación.- Cuando se presenta un leve hormigueo en los nervios o músculos.
- b) Aumento de temperatura.- Se debe a la resistencia que presenta el cuerpo y la energía que disipa.
- c) 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. Una complicación de este tipo puede llevar a que se produzcan lesiones en el cerebro y hasta provocar la muerte. Incluso una corriente muy baja puede afectar al corazón de manera grave, ya que puede excitar

parcialmente sus músculos, provocando que pierda su sincronización, dando lugar al fenómeno de fibrilación.

En la Figura 1-1 se muestran los efectos que produce la corriente en el cuerpo humano, cuando existe una diferencia de potencial entre sus dos extremidades superiores, a un tiempo de exposición de 1-3 seg., con una frecuencia de 60 Hz. y considerando que la persona tiene un peso de 70 Kg. aproximadamente.

A continuación se detalla la clasificación de niveles según la intensidad de corriente que circule por el cuerpo:

- **Nivel de percepción:** Se encuentra entre 10uA – 0.5mA para valores RMS de corriente alterna y 2mA - 10mA para corriente continua. Se conoce como la intensidad de corriente que el ser humano está en la capacidad de detectar.

- **Pérdida del control motor:** Se encuentra entre 6mA – 16mA. A medida que el nivel de corriente va aumentando, los nervios y músculos llegan a excitarse involuntariamente, provocando contracciones dolorosas y como resultado una pérdida del control motor del cuerpo.

- **Parálisis respiratoria, dolor y fatiga:** Se encuentra entre 18mA – 22mA. En este nivel de corriente se producen contracciones involuntarias de los músculos respiratorios y puede terminar en asfixia.

- **Fibrilación ventricular:** Se encuentra entre 75mA – 400mA. Cuando se produce la fibrilación del corazón, ésta se mantiene incluso después de la desaparición de la fuente que la provocó. Para poder sacar de este estado al corazón, es necesario aplicar un gran pulso de corriente durante un pequeño tiempo, de tal manera que despolarice todas las células del corazón. El equipo que hace esto posible es el desfibrilador.

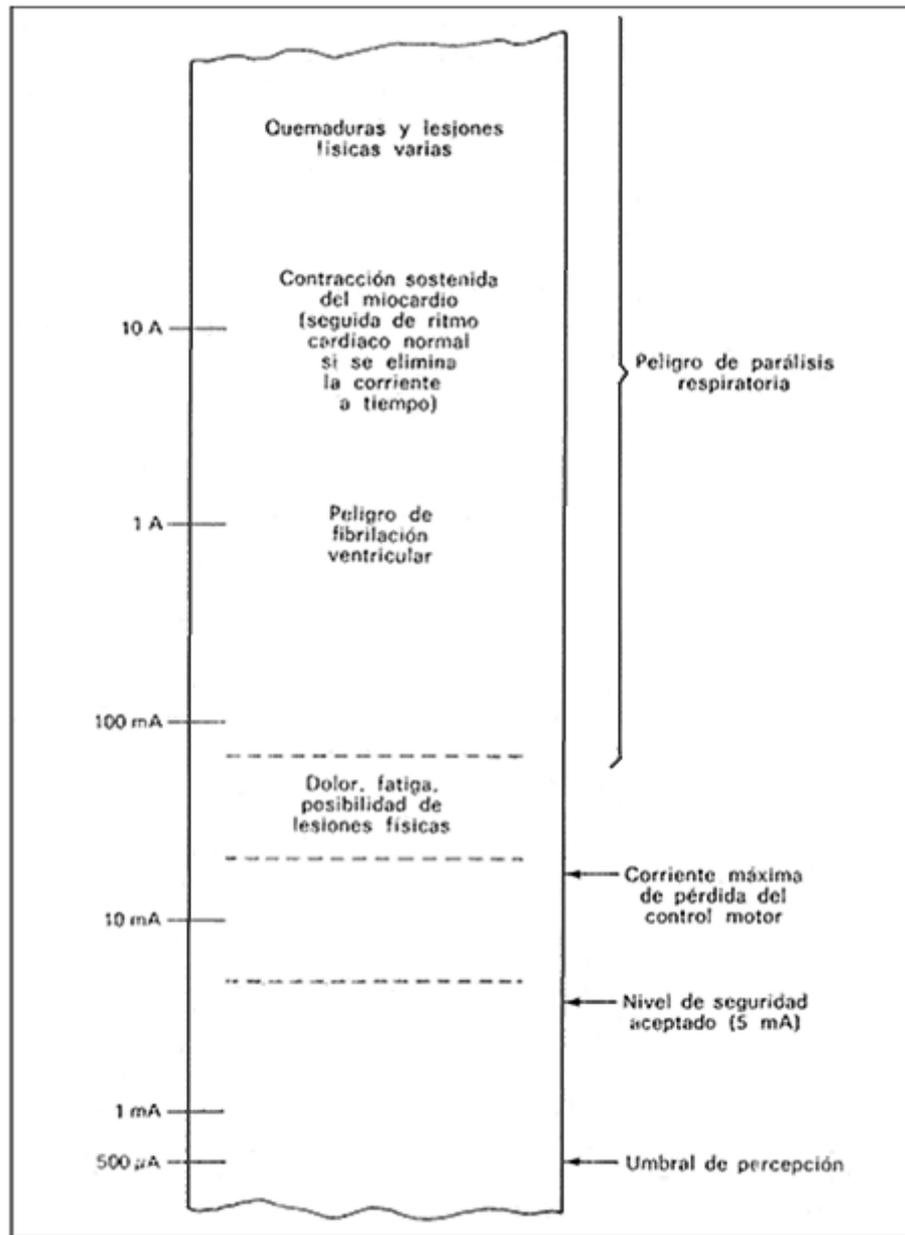


Figura 1-1 Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica. Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979.

- **Contracción sostenida del miocardio:** Se encuentra entre 1A – 6A. En este nivel de corriente el corazón se contrae completamente; es así como deja de latir mientras está la corriente circulando por él; sin embargo, luego de esto vuelve a su ritmo normal.

- **Quemaduras:** Este caso se presenta para corrientes mayores a 10A aproximadamente. Aunque el tiempo de exposición sea muy breve, se pueden producir quemaduras y daños físicos en los puntos de entrada de la corriente y tejidos, debido a la alta resistencia que tiene la piel.

1.3 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.

1.4 Riesgo de Descargas Eléctricas.

En un ambiente hospitalario se debe estar consciente de los riesgos a la hora de tratar con la corriente eléctrica, ya que el paciente se encuentra en un estado de vulnerabilidad, pudiéndole ésta ocasionar considerables daños, desde quemaduras hasta afección irreversible de alguno de sus órganos. Según el recorrido de la corriente, se abre paso a dos situaciones de riesgo como son: Macroshock y Microshock.

1.4.1 Macroshock.

Para que ocurra un riesgo de Macroshock deben existir dos contactos y, entre éstos, una diferencia de voltaje. Uno de estos contactos puede ser la línea activa y el otro un objeto conectado a tierra como: tuberías, varillas y demás estructuras metálicas del edificio.

Otra manera en que se puede presentar Macroshock es cuando el chasis de un equipo médico se encuentra polarizado, debido a un contacto accidental con el cable activo. Ya sea por falta de aislamiento o por deterioro, se genera una diferencia de potencial entre este punto de contacto y la tierra, dando lugar a una

corriente que fluye o desfoga a través de la persona, ocasionándole daños.

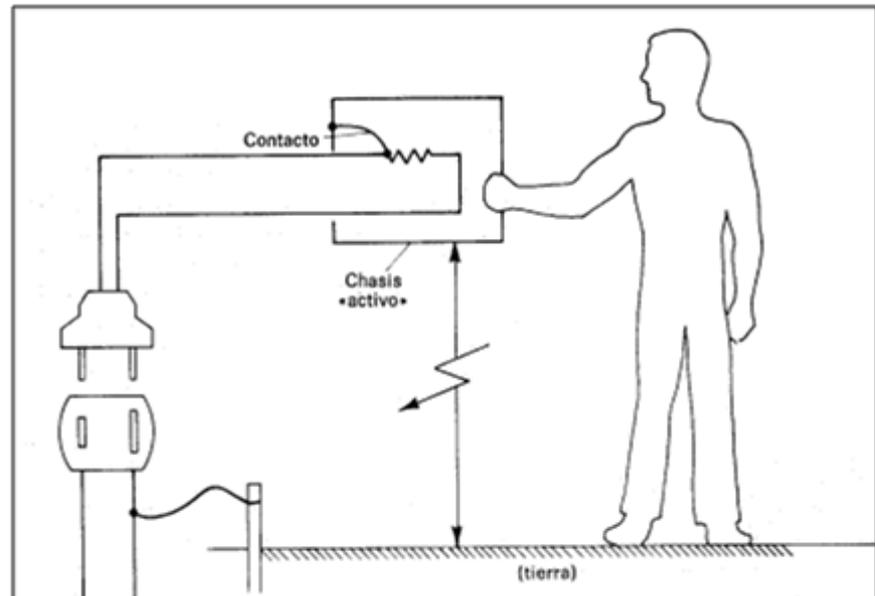


Figura 1-2 Riesgo de Macroshock. Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979.

La resistencia de la piel es uno de los factores que limitan el Macroshock; usualmente la capa externa (epidermis) presenta una resistencia alta que va desde 15 K Ω hasta 1 M Ω . Otro factor que hay que considerar es la cantidad de agua presente en la piel, ya que la piel mojada reduce en un 1% su resistencia. Mientras menos resistencia se presente, más peligro de Macroshock tendremos.

1.4.2 Microshock.

La situación de Microshock se da cuando uno de los contactos se produce con el interior del cuerpo. Un contacto directo al corazón puede darse a través de un catéter conectado por vía intravenosa. Las principales causas para que se dé una situación de Microshock son:

- Pérdida de puesta a tierra: Es necesario que todos los equipos médicos tengan conexión a tierra, pues de no ser así, las corrientes de fuga se liberarían a través del catéter conectado al corazón, afectándolo gravemente y pudiéndole ocasionar fibrilación.

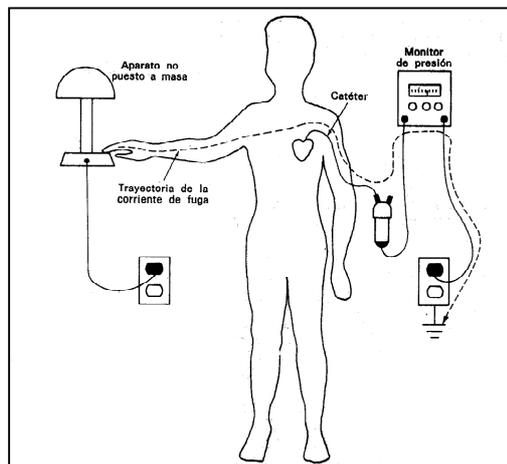


Figura 1-3 Riesgo de Microshock. Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979.

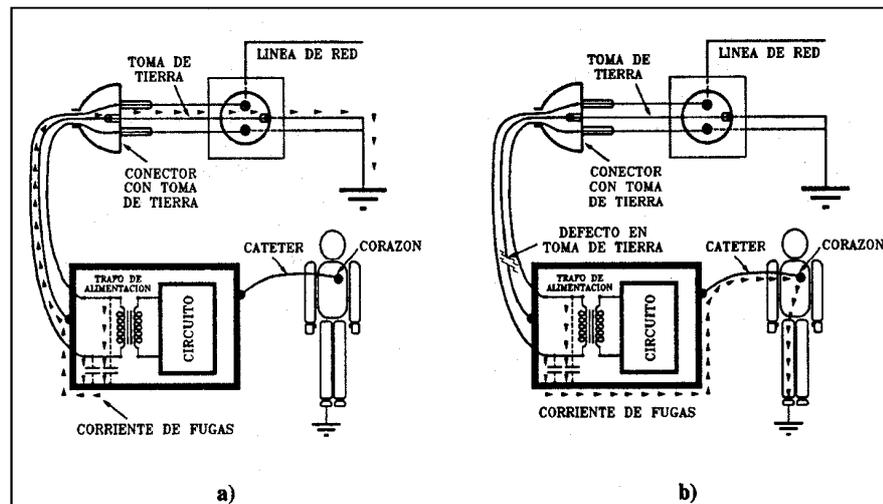


Figura 1-4 Pérdida de puesta a tierra. Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979.

- Objeto conductor no conectado tierra: El paciente puede tener contacto directo o indirecto con un objeto que presente corrientes de fuga. Se da de manera directa cuando es el paciente quien toca dicho objeto, y de manera indirecta cuando el contacto se hace a través de otra persona, para esta persona la corriente puede parecer imperceptible a nivel de Macroshock, mientras que para el paciente representa un gran peligro de Microshock.

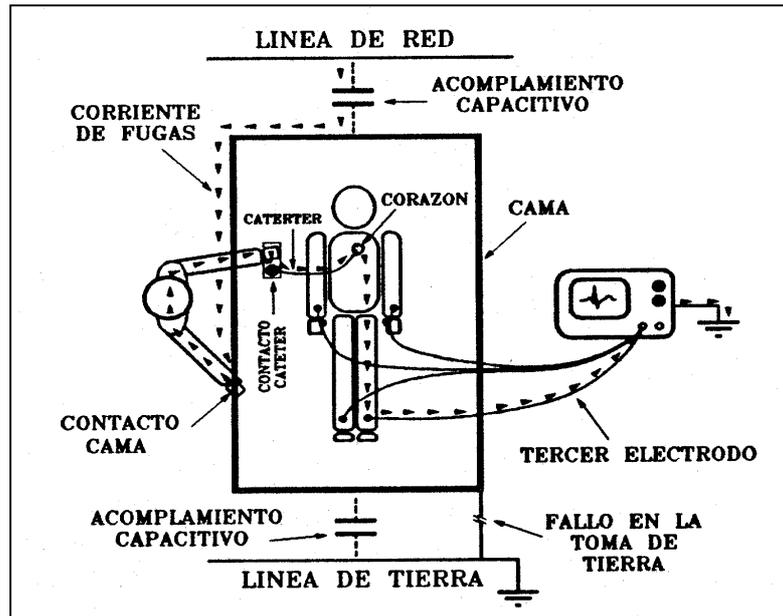


Figura 1-5 Superficie no conectada a tierra. Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979

- Diferentes tierras: Si se tiene referencias diferentes de tierra, también se puede producir una situación de Microshock. Es así que si se tiene un catéter conectado directamente al corazón del paciente y algún otro equipo médico que monitoree otros parámetros, se puede producir una diferencia de potencial entre ambos.
- Equipos aislados de tierra: Estos equipos al estar aislados de tierra, pueden presentar una polarización y al tener un contacto interno con el paciente, le ocasionaría

considerables daños. Se puede citar como ejemplo el electrobisturí.

1.5 Distribución de Potencia eléctrica en un Hospital.

Si para el hogar la energía eléctrica es necesaria, para un centro hospitalario se consideraría indispensable, pues la utilidad que brinda abarca muchos aspectos, entre éstos, iluminación, labores de mantenimiento, sistemas de energía, dispositivos eléctricos, confort para el paciente y demás.

Se distribuye la energía eléctrica al hospital desde una subestación principal, utilizando cables que transportan alta tensión; por ejemplo: 4800V, para luego por medio de un transformador con tap-central obtener una alimentación de 240 V. Es a partir de aquí que se desarrolla la instalación eléctrica del edificio.

Es importante tener en cuenta que los equipos eléctricos presenten instalación a tierra, de tal manera que todas las corrientes de fuga se desfoguen por ésta, evitando que se forme una trayectoria a través del paciente.

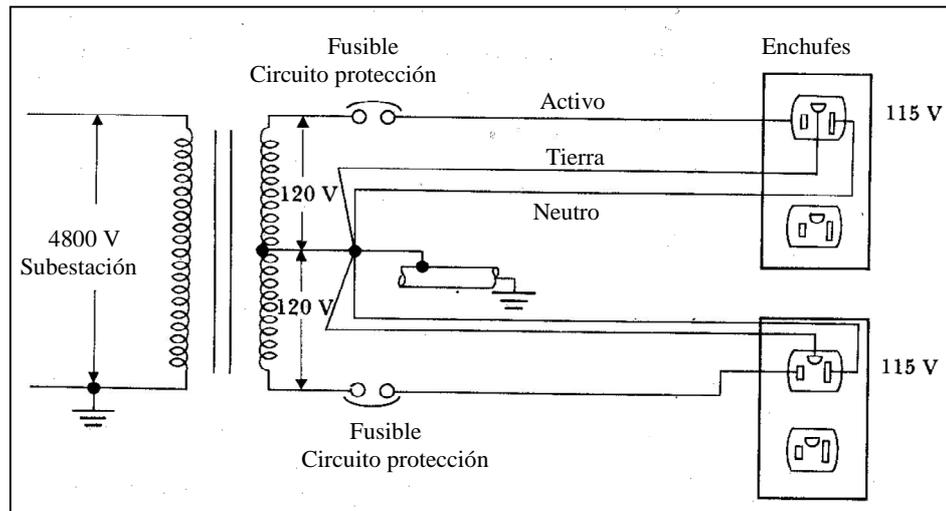


Figura 1-6 Diagrama simplificado de la distribución eléctrica. Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979.

1.5.1 Entorno Eléctrico de los Pacientes.

Como ya se ha dicho, la energía eléctrica es sumamente necesaria en un hospital, por esta razón es importante conocer los riesgos que implican su uso, sobre todo en las áreas críticas. Por ello, 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 sin cambiar su neutralidad, nos permite usarla como sumidero para las corrientes de fuga.

1.5.2 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 se enfrentaría a una situación de peligro.

Es por este motivo que se ha visto la necesidad de aislar la red de alimentación que comunica al paciente, utilizando un transformador conocido como Transformador de Aislamiento, el mismo que es una solución económica para reducir la probabilidad de peligro en un área crítica; su diseño consiste en que el transformador alimente una toma para que ciertos equipos se conecten de ésta. Para una sala de operaciones, generalmente se usa un transformador de aislamiento menor a 5 KVA, así se tiene que en un área de cuidados intensivos en donde se alimenta una cama eléctrica, se utiliza un transformador de aislamiento de 3 KVA.

Como se puede ver en la Figura 1.6, un Transformador de Aislamiento no presenta voltaje entre cualquiera de las dos líneas del secundario y la línea de tierra.

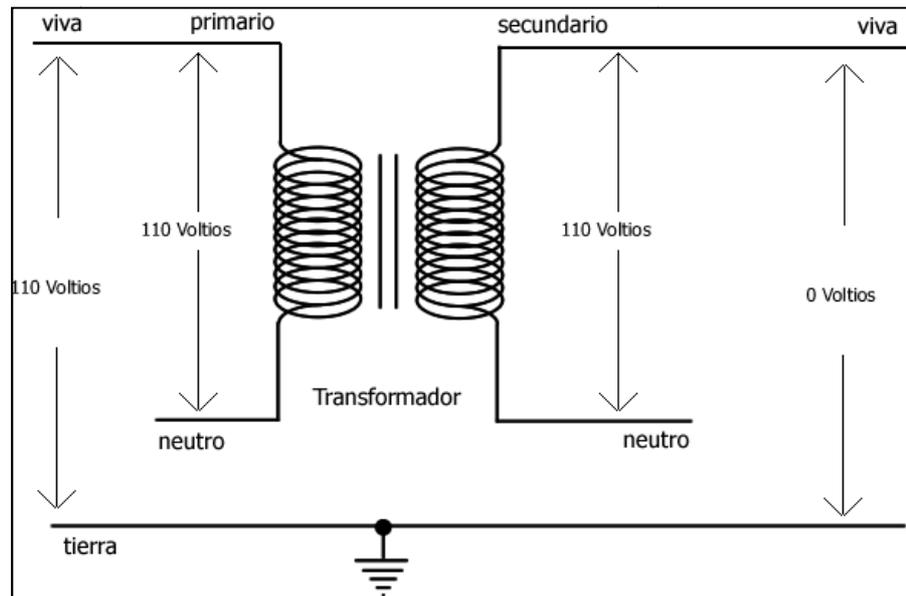


Figura 1-7 Transformador de Aislamiento. Imagen tomada de Yapur M., "Protección contra accidentes eléctricos en ambientes hospitalarios", Anales de las XII JIEE, EPN, Quito, 1991.

1.6 Monitor de Aislamiento de Línea (LIM).

Si se tiene un sistema con transformador de aislamiento, surge la necesidad de algún equipo que pueda indicar cuándo se produce una falla de corriente eléctrica en el mismo. Este equipo se conoce con el nombre de Monitor de Aislamiento de Línea o en siglas LIM, que sirve para detectar las pérdidas de aislamiento en los devanados del transformador.

El LIM monitorea a cada instante la integridad del aislamiento del sistema; consta de una alarma audible y visible, con la cual indica un requerimiento de atención. Este requerimiento se debe corregir cuanto

antes, pero sin necesidad de interrumpir los procedimientos que se estén realizando.

El LIM no interrumpe el servicio eléctrico y su alarma no significa un peligro inminente para el paciente, sino un primer llamado de atención para que el sistema sea revisado.

El LIM es un equipo predictivo, cuando su alarma suena predice que una corriente de 5 mA. puede fluir si se encontrara una trayectoria desde un conductor del sistema aislado hacia tierra.

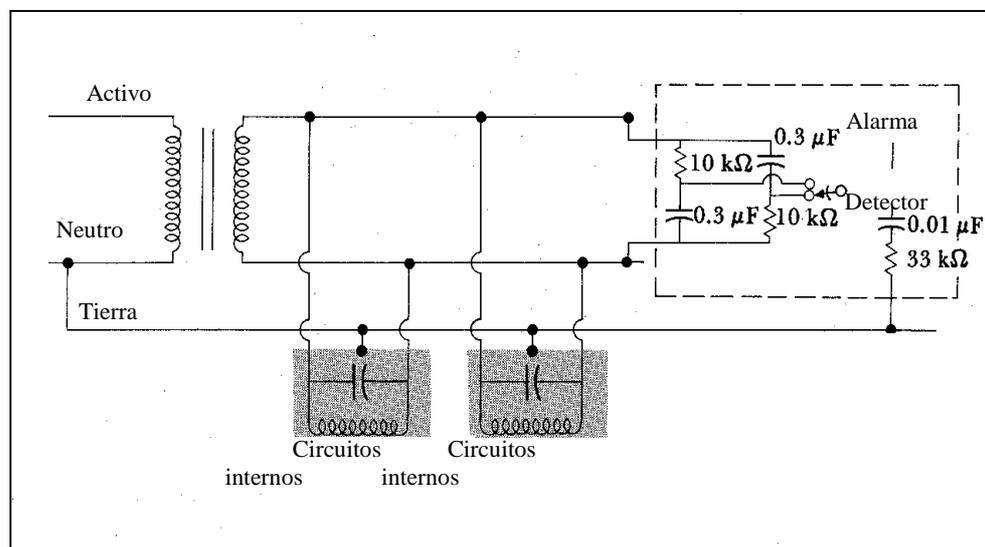


Figura 1-8 LIM en sistema con transformador de aislamiento. Imagen tomada de John G. Webster, Albert M. Cook, "Clinical Engineering", Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall, 1979.

CAPÍTULO 2

PROTOTIPO DESARROLLADO

En la sección pasada pudimos conocer acerca de los daños que la corriente eléctrica puede ocasionar al cuerpo humano, así como, la importancia del control de las corrientes de fuga, las cuales pueden causar comportamientos inadecuados de los equipos o inclusive afectar al cuerpo humano. En esta sección, se detallará el proceso de diseño del Monitor de Aislamiento de Línea, equipo que como ya vimos en el capítulo anterior, nos permite medir la amplitud de la corriente de fuga en la red eléctrica.

2.1 Descripción general del sistema.

El sistema presenta un diseño dividido por etapas, donde cada etapa cumple con determinada función en el tratamiento de la señal eléctrica; así se tiene:

La etapa de adquisición, donde se sensa la corriente de fuga en la línea de tierra de la red eléctrica por medio de una resistencia de derivación (shunt).

La etapa de filtrado, es aquella donde se limita la señal entrante a un rango de frecuencias. Éstas dado el hecho que trabajamos con 60Hz, se han separado de la frecuencia de trabajo por los menos con una década.

La etapa de diferenciación y amplificación, donde se acondiciona la señal y además se amplifica a una ganancia deseada por medio de una resistencia variable.

La etapa de conversión AC-DC, donde la señal alterna, previamente amplificada, es transformada a una señal continua a través de un circuito integrado.

La etapa de microcontrolador PIC, donde el valor de voltaje continuo obtenido en la etapa anterior se envía a un circuito integrado PIC, que a través de una programación interna, permite realizar tareas de control, entre éstas, las de la alarma, leds, displays y buzzer.

La etapa de salida, donde se evidencia el funcionamiento correcto del equipo a través de los dispositivos externos como: buzzer, displays y leds. En los displays se va mostrando dígito a dígito el valor de la corriente de fuga en el tiempo, mientras que en los leds se presenta analógicamente el nivel de corriente de fuga. La alarma sonora se activa a través del buzzer siempre y cuando el valor de la corriente supere los 5mA.

2.1.1 Diagrama de bloques del diseño.

En la Figura 2.1 se muestra el diseño del monitor de aislamiento de línea (LIM), basado en diagrama de bloques, teniendo así cada una de las etapas a desarrollarse.

El diseño muestra desde la etapa de entrada denominada como adquisición, pasando luego por la de filtrado, diferenciación y

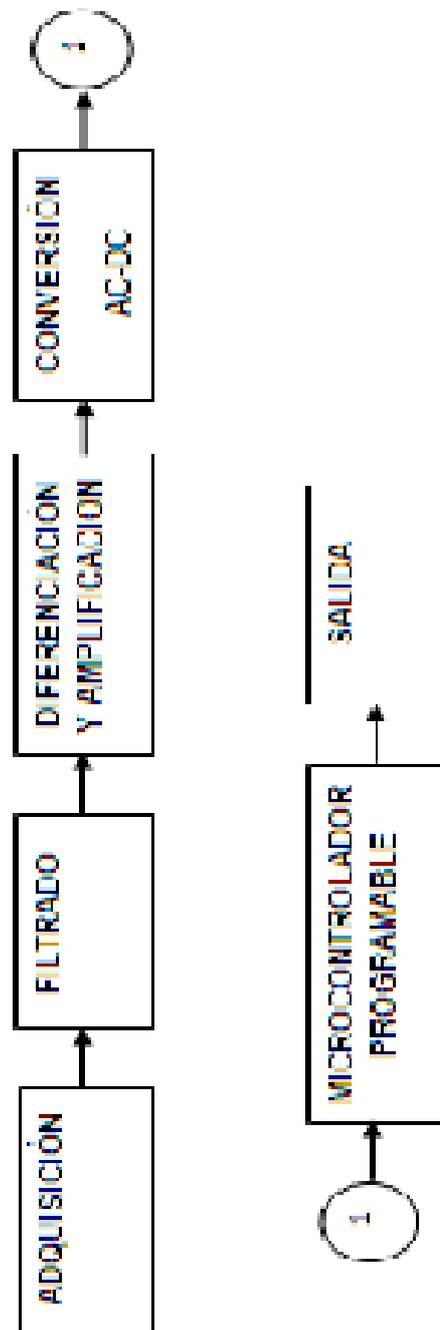


Figura 2-1 Diagrama de Bloques para el diseño del monitor de aislamiento de línea (LIM)

amplificación, conversión AC-DC, microcontrolador PIC, hasta llegar a la etapa de salida o de exposición de resultados.

Posteriormente, se mencionará el desarrollo individual de cada etapa y sus respectivas especificaciones eléctricas

2.2 Descripción detallada del sistema.

2.2.1 Etapa de Adquisición.

En esta etapa del proyecto se da la adquisición del dato, la cual se basa fundamentalmente en el uso de una resistencia conocida como “Shunt”; ésta se conecta en serie a la línea de tierra de la red eléctrica, de tal manera que permite sensar la corriente a través de ella.

La resistencia “Shunt” es también conocida como “de precisión”, pues presenta valores resistivos muy bajos, que van desde las milésimas de ohmios, sin embargo su tamaño realmente va a depender de la corriente con que se trabaje.

Funciona como una resistencia sensora, pues permite conocer la corriente de la red eléctrica, mediante la medición de la diferencia de voltaje a través de ella, utilizando la Ley de Ohm

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

La ventaja que tiene este tipo de resistencia es que presenta poca caída de voltaje, de tal modo que no afecta en gran forma las lecturas de medición y demás condiciones de trabajo del sistema.

En el proyecto se utiliza una resistencia “Shunt” de 220Ω en serie con un potenciómetro que simula la variación de la corriente en la red. Éste tiene una resistencia mínima de $19.2K\Omega$ y máxima de $250K\Omega$.

Cuando el potenciómetro se ajusta a $19.2K$, la corriente toma un valor máximo de $6.23Ma$; esto puede ser observado en la Figura 2-2. Y cuando el potenciómetro se fija en una resistencia de $250K$, la corriente muestra un valor mínimo de $0.48mA$, como se muestra en la Figura 2-3, aunque presenta una pequeña variación debido a la simulación. El dato que se obtiene es el voltaje entre los extremos de la resistencia “Shunt”, que viene dado a través de una

señal alterna sinusoidal, que es posteriormente tratada en la etapa siguiente, denominada de filtrado.

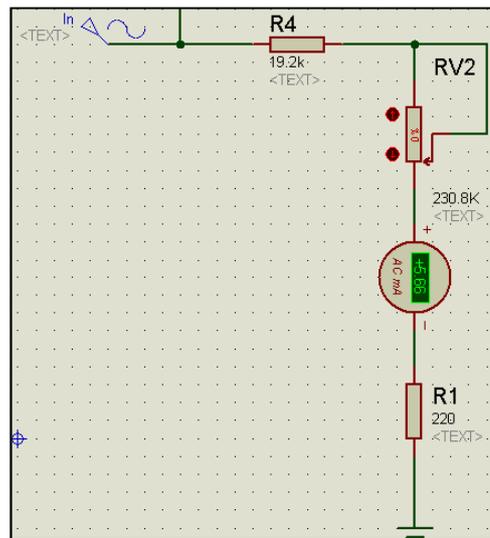


Figura 2-2 Simulación de la Etapa de Adquisición con la corriente máxima.

2.2.2 Etapa de Filtrado.

En esta etapa se usa un filtro pasa-banda para seleccionar un rango de frecuencias de trabajo, y así eliminar señales no deseadas a muy baja o alta frecuencia.

Estas señales, conocidas como ruido, pueden provenir de diversas fuentes, tales como: ruido térmico de los componentes

electrónicos, interferencia electromagnética (EMI) y de radio frecuencia (RFI).

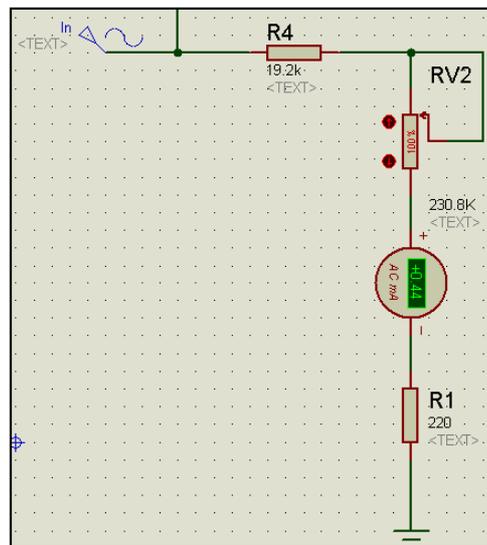


Figura 2-3 Simulación de la Etapa de Adquisición con la corriente mínima.

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; cabe indicar que la frecuencia de trabajo proveniente de la red eléctrica es de 60Hz y encaja perfectamente en este rango. Los cálculos usados para establecer este diseño son:

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

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

Los valores de cálculo de las frecuencias han sido redondeados a 0,5Hz y 500 Hz respectivamente, de tal manera que se pueda obtener el diseño deseado.

En la Figura 2.4, se tiene el diseño del circuito eléctrico al que se hace referencia para crear esta etapa; en este caso se utilizó la herramienta de simulación PROTEUS.

La respuesta de frecuencia obtenida de la señal al final de esta etapa se puede observar en la Figura 2-5. Los filtros usados son de primer orden; si fuera un filtro ideal se tendría unas bandas pasantes y de corte totalmente planas, y unas zonas de transición entre ambas nulas, pero en la práctica esto no se consigue, pues se tiene un filtro cuya respuesta de frecuencia varía con una pendiente de -20db/dec.

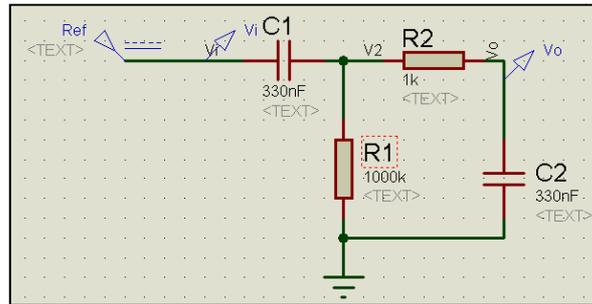


Figura 2-4 Simulación del filtro pasa-banda

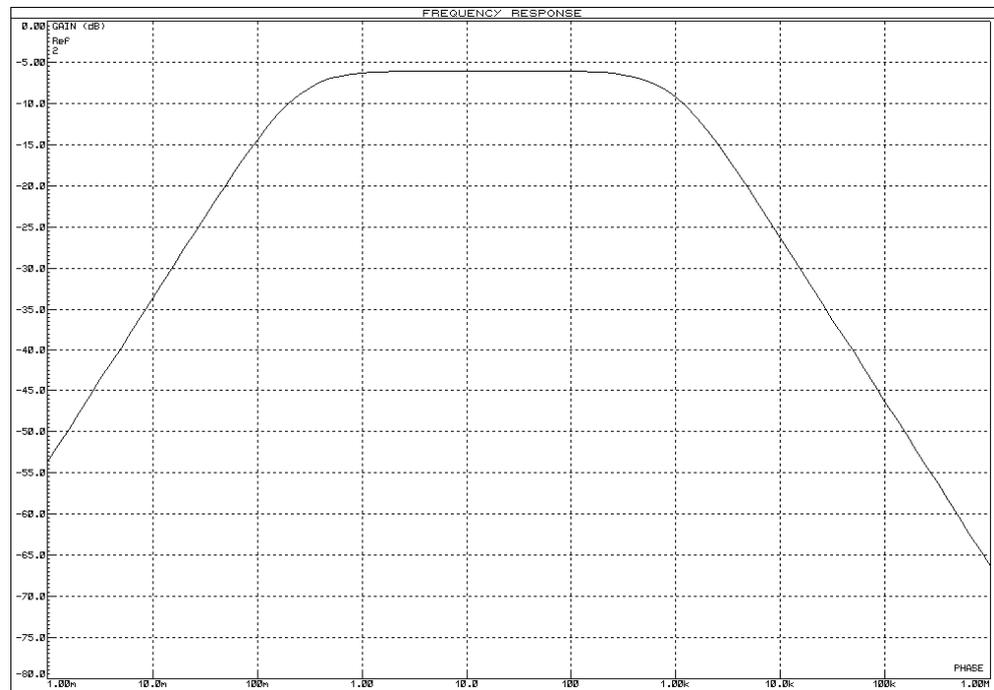


Figura 2-5 Respuesta de frecuencia a la salida del filtro pasa-banda.

2.2.3 Etapa de Diferenciación y Amplificación.

En esta etapa se utiliza un amplificador AD620, el cual es un 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.

Unas de las características generales del AD620 son: consta de 8 pines, cuenta con un empaque más pequeño que otros, consume menor potencia y es considerado como un buen elemento para aplicaciones portátiles, ya que puede ser alimentado con baterías; además con su alta precisión de 40 ppm, y un offset de $0.6 \mu\text{V}/^\circ\text{C}$ max, es ideal para el uso en sistemas de adquisición de datos con precisión, tales como básculas y las interfaces de transductores.

El bajo nivel de ruido, la baja corriente de entrada de polarización y su baja potencia hace adecuado para aplicaciones médicas. Es ideal para instrumentación médica, pues trabaja con bajo nivel de ruido y sirve para el acondicionamiento de señales con niveles de voltaje del orden milivoltios. Además, aporta características importantes al diseño, como alta impedancia de entrada y alto rechazo al modo común (CMRR). El AD620 es idóneo como amplificador ya que cuenta con una etapa de procesamiento,

llamada superbeta, de modo que le es posible trabajar con corrientes de polarización muy bajas, en los niveles de nanoamperios.

El AD620 es un amplificador de instrumentación monolítico basado en una modificación del enfoque clásico de tres amplificadores operacionales (*OPAMPs*). El usuario puede programar la ganancia de forma precisa (a 0,15% a $G = 100$) con sólo una resistencia “de precisión”. Su Construcción monolítica permite el seguimiento de los componentes del circuito, lo que garantiza el alto nivel de rendimiento inherente a este circuito.

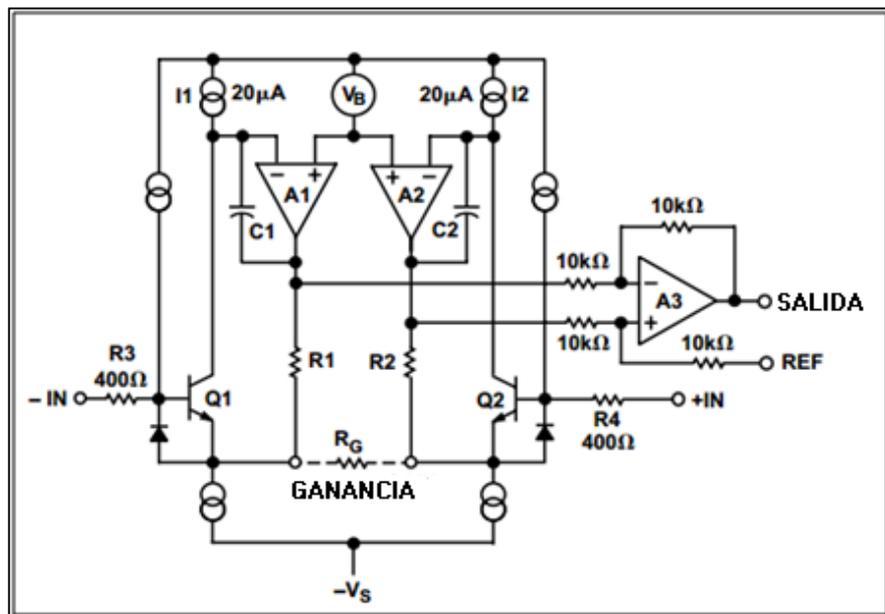


Figura 2-6 Esquema Simplificado del AD620. Imagen tomada del Datasheet AD620 - Analog Devices.

Los transistores de entrada Q1 y Q2 proporcionan una entrada diferencial bipolar de alta precisión, como se observa en la Figura 2-6; permitiendo una corriente de polarización diez veces más pequeña, gracias al proceso de SuperBeta. La realimentación a través de los lazos Q1-A1-R1 y Q2-A2-R2, mantiene la corriente de colector constante en los transistores Q1 y Q2, de este modo se obtiene un voltaje a través del resistor externo de ganancia RG. Y así, se crea una ganancia diferencial desde las entradas $-IN, +IN$ a la salida de A1/A2, la cual viene dada por:

$$G = \frac{R1+R2}{RG} + 1 \quad (4)$$

El diferenciador de ganancia unitaria A3 elimina cualquier señal de modo común, produciendo una única salida referenciada al pin de potencial REF.

El valor de RG también determina la transconductancia de la etapa de preamplificación. Como RG se reduce para mayores ganancias, la transconductancia aumenta asintóticamente a la entrada de los transistores. Esto tiene tres ventajas importantes:

- a) La ganancia en lazo abierto es impulsada para que la ganancia programada aumente, reduciendo así errores relacionados con la misma.
- b) El producto ganancia-ancho de banda (determinado por C1, C2 y la transconductancia preamplificadora) aumenta con la ganancia programada, optimizando de esta manera la respuesta de frecuencia.
- c) El ruido de tensión de entrada se reduce a un valor de 9 nV / Hz^{1/2}, determinado principalmente por la corriente de colector la resistencia base de los dispositivos de entrada.

Las resistencias de ganancia interna R1 y R2, se recortan a un valor absoluto de 24.7 kΩ, permitiendo que la ganancia, a ser programada con precisión, se haga con una sola resistencia externa. La ecuación de ganancia es:

$$G = \frac{49.4\text{K}\Omega}{R_G} + 1 \quad (5)$$

Para el proyecto, el valor que se le dio a R_G es de 47K, dando una ganancia de 2.05, que viene especificada por la siguiente fórmula:

$$G = \frac{49.4K\Omega}{R_G} + 1 = \frac{49.4K\Omega}{47K\Omega} + 1 = 2.05 \quad (6)$$

Cabe recalcar que el ancho de banda del AD620 es de 120KHz, el cual se acopla perfectamente a las necesidades del proyecto. Dicho proyecto limitó su uso a un ancho de banda de 499.5Hz.

En la Figura 2-7, se puede observar la simulación de esta etapa y el circuito integrado utilizado para la misma, mientras que en la Figura 2-8 se muestra el osciloscopio virtual con la señal obtenida al final de esta etapa.

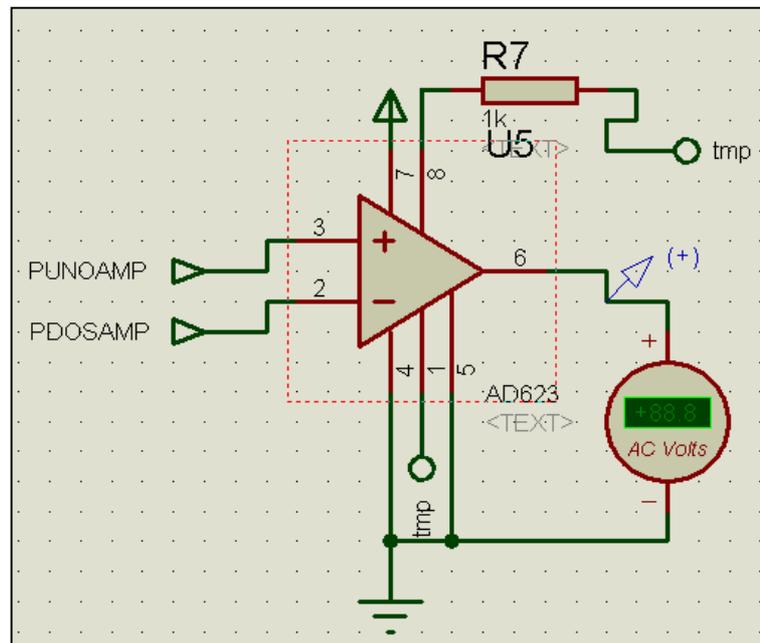


Figura 2-7 Simulación en Proteus del AD620.

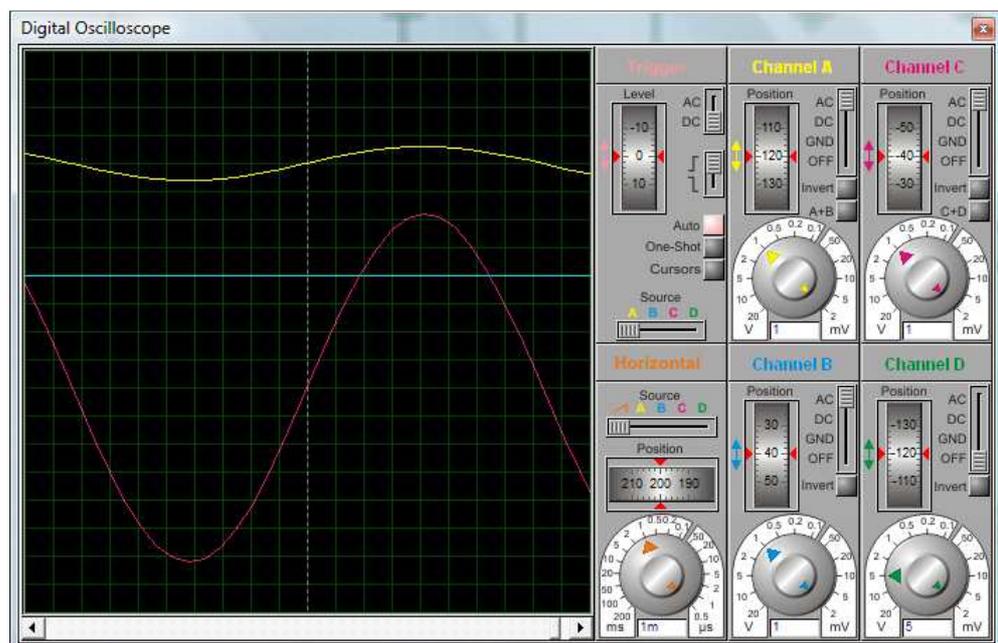


Figura 2-8 Señal obtenida a la salida del AD620 en el Osciloscopio Virtual

2.2.4 Etapa de Conversión AC-DC.

Esta etapa se basa fundamentalmente en la utilización de un circuito integrado conocido como AD637, que es el encargado de hacer la conversión de la señal, de AC a DC. El AD637 es un convertidor completo, de alta precisión y monolítico que brinda el valor eficaz de cualquier forma de onda compleja; esto lo logra calculando la media cuadrada o el valor absoluto de la señal de entrada en alterna.

El presente proyecto trabaja a una frecuencia de 60HZ, que está dentro del rango de operación del AD637, el cual tiene un ancho de banda de 600KHz, para señales que en milivoltios; dicho esto, mientras menor sea el nivel de voltaje de la señal entrante, el ancho de banda al cual puede operar el circuito integrado se verá reducido, ver ANEXO F.

El diseño propio del AD637 hace que esté protegido de cualquier sobrecarga de voltaje en sus valores de alimentación, de manera que las señales de entrada no se vean afectadas de ninguna manera.

El convertidor AD637 requiere de un componente externo conocido como 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.

El circuito integrado está compuesto internamente por cuatro secciones principales que son: circuito de valor absoluto (rectificador activo), “Primer cuadrante”, circuito de filtro y amplificador buffer.

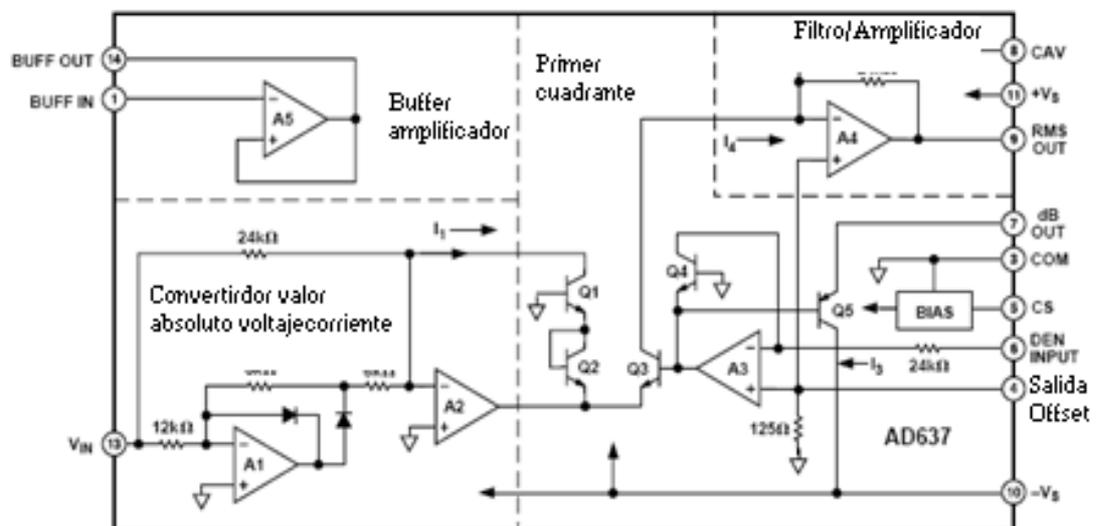


Figura 2-9 Secciones principales del AD637. Imagen tomada de Datasheet AD637 -High Precision, Wide-Band RMS-to-DC Converter- Analog Devices.

El voltaje de entrada V_{IN} que puede ser AC o DC, se convierte en una corriente unipolar I_1 por los rectificadores activos A1, A2. I_1 representa la entrada en la etapa “Primer cuadrante”, la cual tiene la siguiente función de transferencia:

$$I_4 = \frac{I_1^2}{I_3} \quad (7)$$

La corriente de salida del “Primer cuadrante”, I_4 , es conducida al OPAMP A4, el cual forma un filtro paso-bajo con el condensador C_{AV} . Si la constante de tiempo RC del filtro es mucho mayor que el periodo de la señal de entrada, entonces la salida de A4 es proporcional al promedio de I_4 .

Al cumplirse $\tau \gg T$, se tiene que la salida de la etapa filtro es usada por el OPAMP A3 para proveer la corriente I_3 ; que es igual al promedio de I_4 ($\text{Avg } I_4$), y retorna a la etapa “Primer cuadrante” para completar el cálculo implícito de rms, teniendo así:

$$I_4 = \text{Avg} \left[\frac{I_1^2}{I_4} \right] = I_1 \text{rms} \quad (8)$$

Y obteniendo finalmente una función de transferencia:

$$V_{OUT} = V_{INrms} \quad (9)$$

Cabe especificar que en el diseño de este proyecto, el valor del capacitor externo 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 es $C_{AV}=0.82\mu F$. Además, se demuestra que en el diseño si se cumple la condición $\tau \gg T$, ya que se tiene:

$$\tau = RC = 24K * 0.82 = \mathbf{19.68k} \quad (10)$$

Y a una frecuencia de 60Hz; el período es:

$$T = \mathbf{16.6ms} \quad (11)$$

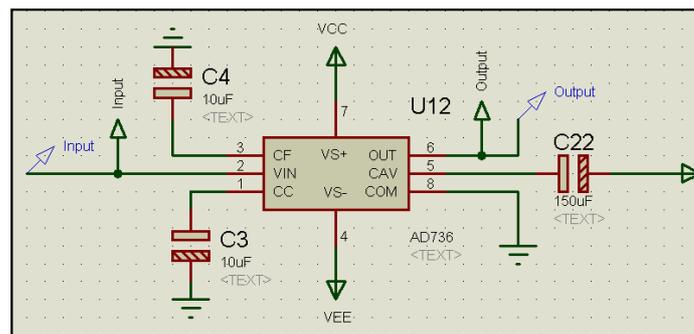


Figura 2-10 Simulación en Proteus del AD637.

En la Figura 2-10 se puede observar la simulación de esta etapa, utilizando el respectivo circuito integrado y en la Figura

2-11 se muestra con la ayuda del osciloscopio virtual, el valor DC obtenido al finalizar esta etapa.

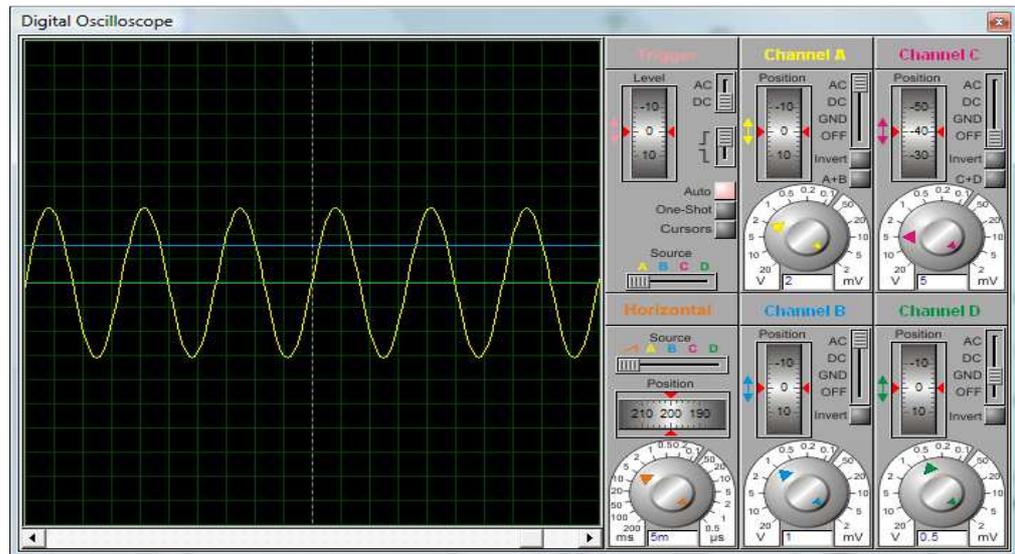


Figura 2-11 Señal obtenida a la salida del AD637 en el Osciloscopio Virtual

2.2.5 Etapa de Microcontrolador PIC.

El lenguaje de programación utilizado 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.

2.2.5.1 Algoritmo

El algoritmo utilizado para la programación del microcontrolador se detalla a continuación:

1. Inicialización de registros y variables.
2. Definición de diversas funciones.
3. Lectura de valor analógico.
4. Conversión de valor analógico en digital.
5. Procesamiento de valor digital adquirido.
6. Muestra de resultados en displays y leds, y de ser necesario con buzzer.
7. Regresa a paso 3.

Se desarrollaron dos funciones en el programa, que se detallan a continuación:

8. Función controladora de leds (indicador analógico).
9. Función controladora de displays (indicador digital).
10. Función controladora de buzzer (indicador audible).
11. Función controladora de estado de peligro y estado libre de riesgo.

2.2.5.2 Diagrama de bloques.

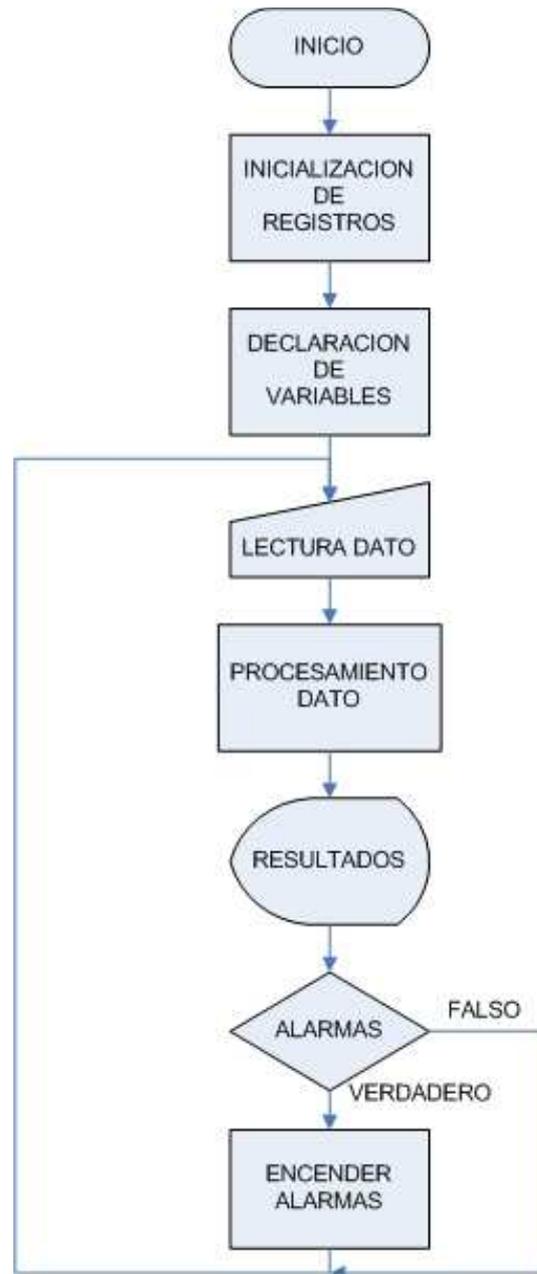


Figura 2-12 Diagrama de bloques del programa principal.

2.2.6 Etapa de Salida.

La etapa de salida es la encargada de exponer los resultados del equipo, así se tiene:

- a) *Buzzer* : Se utiliza un parlante de 1W de potencia que es la alarma sonora, la cual debido a las especificaciones del equipo, se activará cuando la corriente de fuga sobrepase el límite máximo, es decir 5mA, creando así un llamado de atención para revisar la circuitería y aislamientos eléctricos, a fin de evitar accidentes.

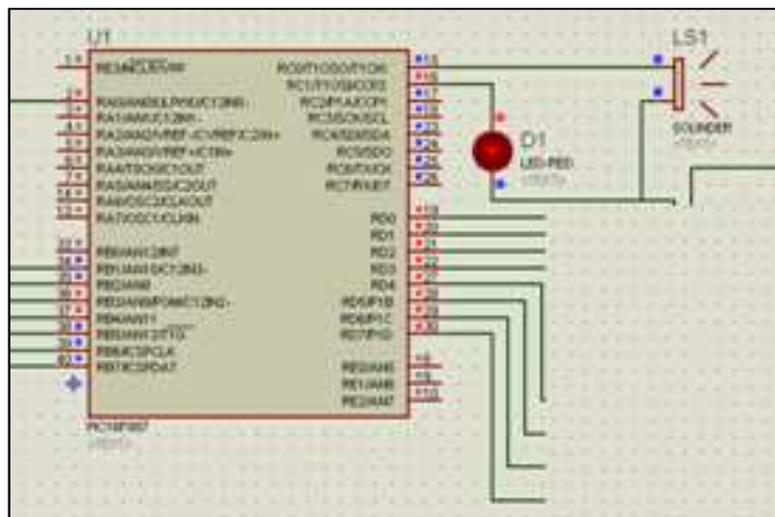


Figura 2-13 Simulación del Buzzer controlado por el PIC.

b) *Displays*: Los displays utilizados son de 7 segmentos, de cátodo común, los mismos que tienen como función mostrar el valor de la corriente de fuga que pasa por la línea de tierra de la red eléctrica, mientras el equipo esté funcionando. Los valores de corriente están en un rango de 0mA a 5 mA.

Cuando el rango de valores que recibe el microcontrolador PIC va desde 0 V hasta 0.25V, los displays mostrarán el valor de 00; es decir, que hay una corriente menor a 01mA fluyendo por la línea de tierra de la red eléctrica Ver Figura 2-14.

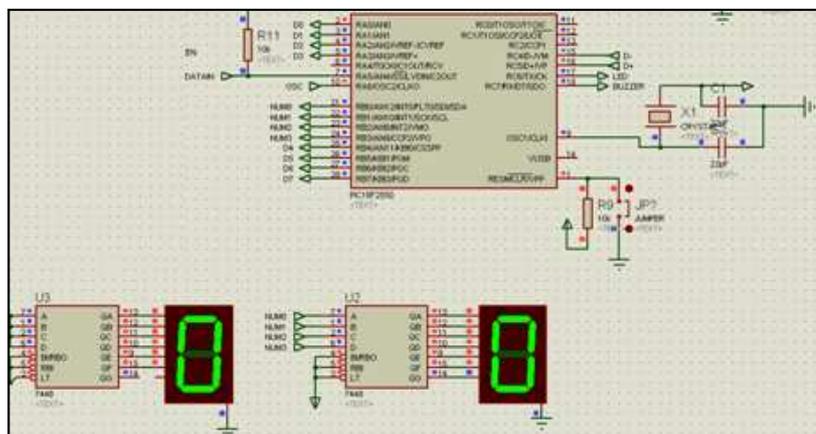


Figura 2-14 Simulación de los displays de 7 segmentos sin paso de corriente.

Cuando el rango de valores que recibe el microcontrolador PIC va desde 0.26 V hasta 0.49V, los

displays mostrarán el valor de 01; es decir, que la corriente que fluye por la línea de tierra es mayor a 01mA y menor a 02mA. Esto se observa en la Figura 2-15.

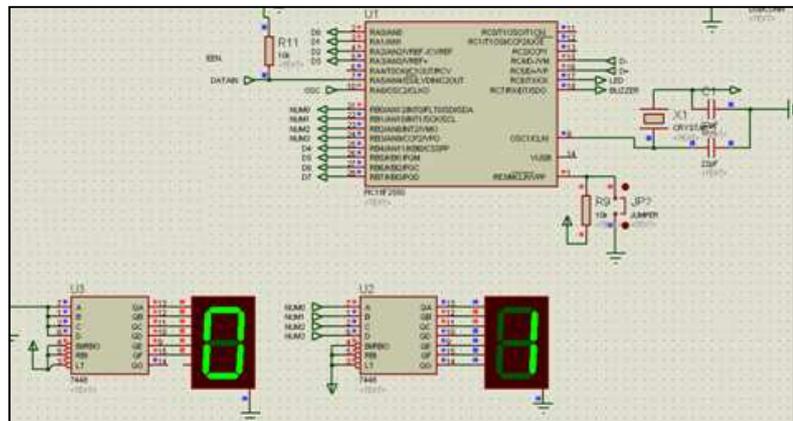


Figura 2-15 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 1mA.

Cuando el rango de valores que recibe el microcontrolador PIC va desde 0.50 V hasta 0.79V los displays mostrarán el valor de 02; es decir, que la corriente que fluye por la línea de tierra es mayor a 02mA y menor a 03mA. Ver Figura 2-16.

Cuando el rango de valores que recibe el microcontrolador PIC va desde 0.80 V hasta 1.15V, los displays mostrarán el valor de 03; es decir, que la

corriente que fluye por la línea de tierra es mayor a 03mA y menor a 04mA. Observe Figura 2-17, donde se tiene la simulación de esta etapa.

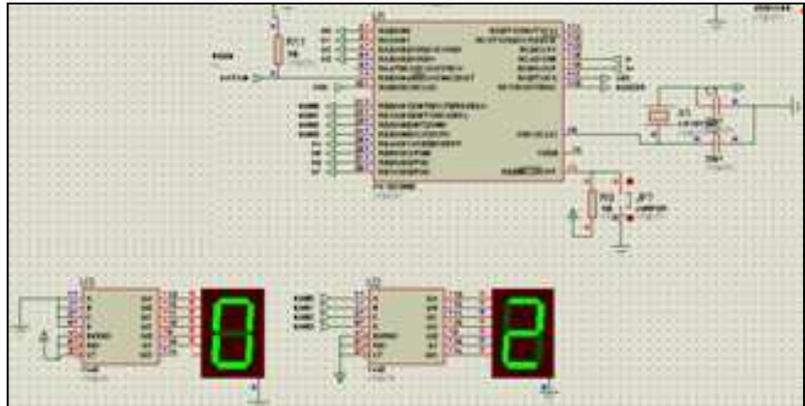


Figura 2-16 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 2mA.

Cuando el rango de valores que recibe el microcontrolador PIC va desde 1.16 V hasta 1.55V, los displays mostrarán el valor de 04, es decir que la corriente que fluye por la línea de tierra es mayor a 04mA y menor a 05mA. Ver Figura 2-18.

Para valores iguales o mayores a 1.56V, los displays mostrarán el valor de 05, es decir que la corriente que fluye por la línea de tierra es mayor a 05mA. Esto se puede observar en la Figura 2.-19. A este valor de

voltaje la corriente superó el límite seguro y se genera el llamado de alerta.

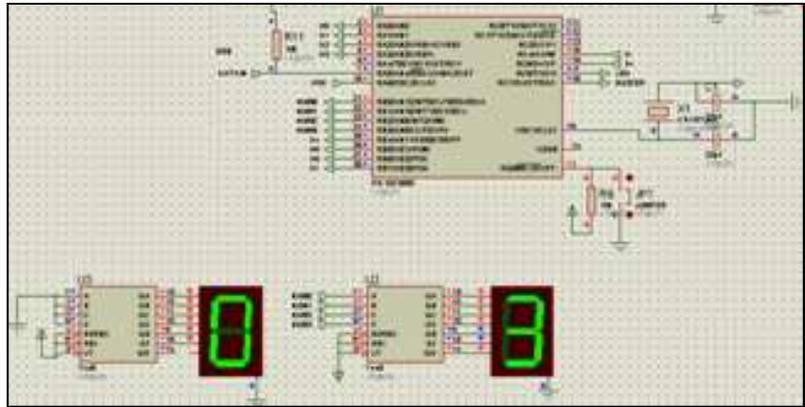


Figura 2-17 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 3mA.

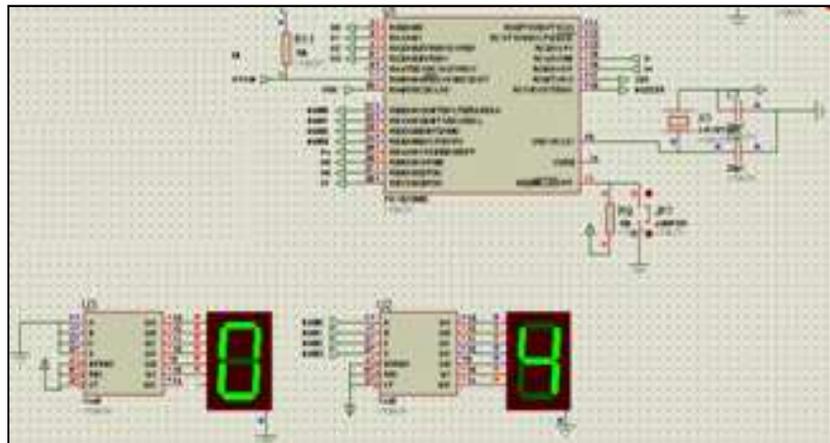


Figura 2-18 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 4mA.

Cabe recalcar que todos estos datos adquiridos de voltaje tienen un rango de tolerancia del 1%.

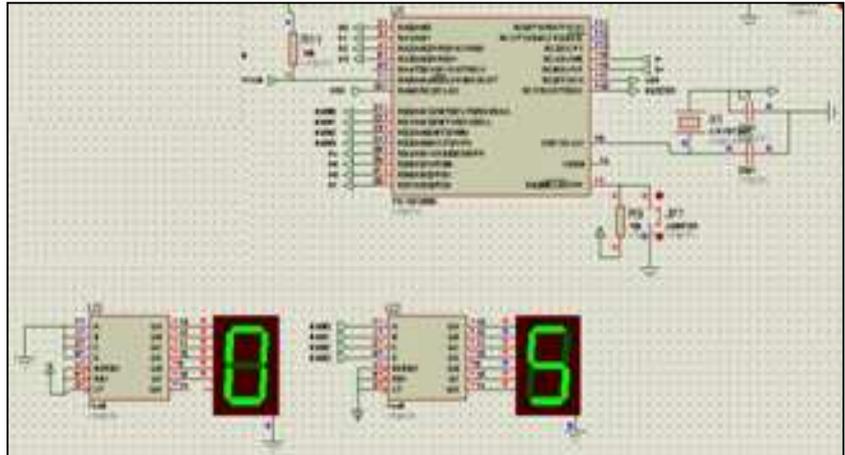


Figura 2-19 Simulación de los displays de 7 segmentos con una corriente de 5mA.

- c) *Indicador Analógico*: A través del indicador analógico se busca presentar, 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%; el nivel de riesgo está representado por el color rojo de tal manera que produzca un llamado de alerta al usuario.

Cuando el voltaje que receipta el microcontrolador PIC es de 0.196V, éste genera un voltaje de salida que enciende el primer diodo led. En la simulación, el microcontrolador activa el pin RD7 y se puede apreciar

que el primer diodo led (verde) está encendido. Ver Figura 2-20.

Cuando el voltaje que recibe el microcontrolador PIC es de 0.392V, éste genera un voltaje de salida que enciende el segundo diodo led, además del anterior. En la simulación el microcontrolador activa el pin RD6, RD7 y se puede apreciar que los dos diodos led (verde) están encendidos. Ver Figura 2-21.

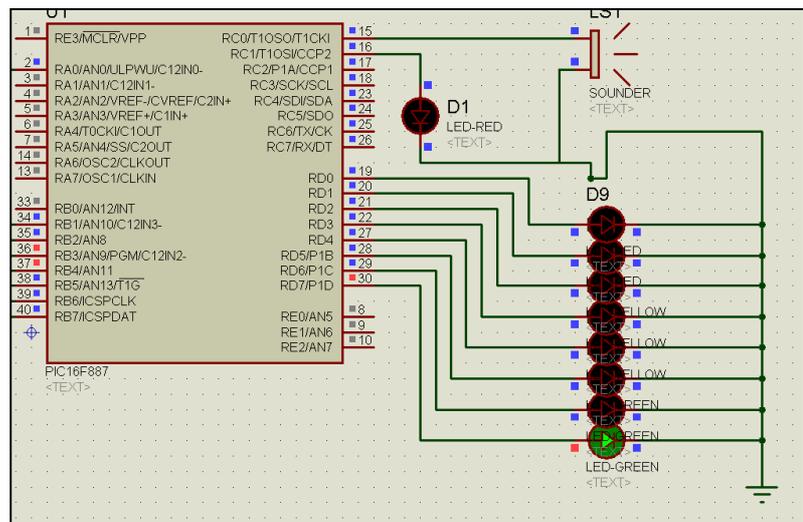


Figura 2-20 Simulación del Indicador Analógico: Primer led encendido.

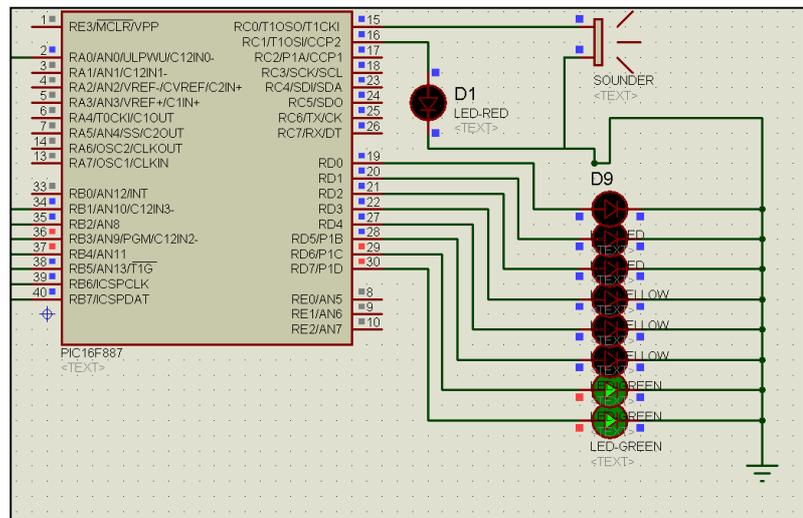


Figura 2-21 Simulación del Indicador Analógico: Segundo diodo led encendido.

Cuando el voltaje que recibe el microcontrolador PIC es de 0.588V, éste genera un voltaje de salida que enciende el tercer diodo led, además de los previos. En la simulación, el microcontrolador activa el pin RD5, RD6, RD7 y se puede apreciar que los tres diodos led (verdes) se encienden. Ver Figura 2-22.

Cuando el voltaje que recibe el microcontrolador PIC es de 0.784V, éste genera un voltaje de salida que enciende el cuarto diodo led (amarillo), además del grupo previo. En la simulación, el microcontrolador activa el pin RD4, RD5, RD6, RD7 y se puede apreciar

que los cuatro diodos led se encienden. Ver Figura 2-23.

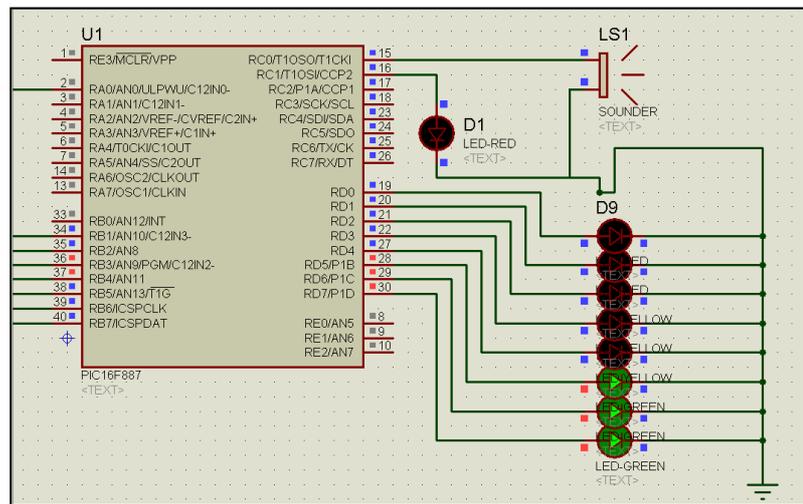


Figura 2-22 Simulación del Indicador Analógico: Tercer diodo led encendido.

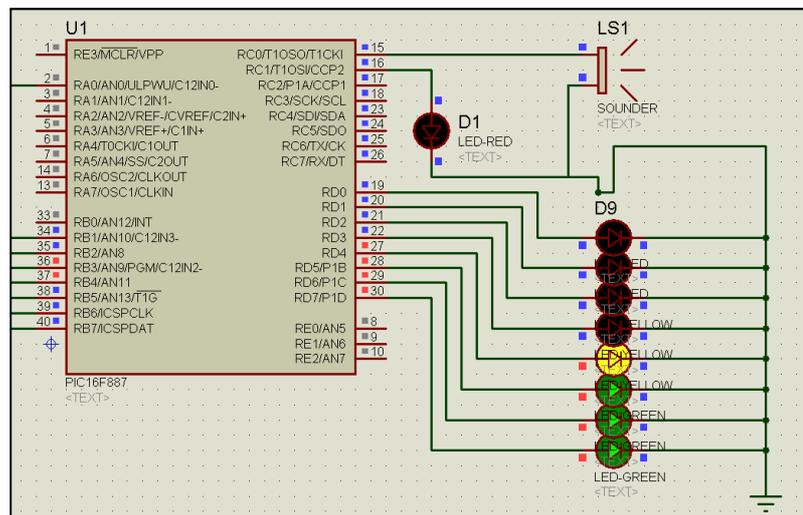


Figura 2-23 Simulación del Indicador Analógico: Cuarto diodo led encendido.

Cuando el voltaje que receipta el microcontrolador PIC es de 0.980V, éste genera un voltaje de salida que enciende el quinto diodo led(amarillo). En la simulación el microcontrolador activa el pin RD3, RD4, RD5, RD6, RD7 y se puede apreciar que los 5 diodos led están encendidos. Ver Figura 2-24.

Cuando el voltaje que receipta el microcontrolador PIC es de 1.176V, éste genera un voltaje de salida que enciende el sexto diodo led (amarillo). En la simulación el microcontrolador activa el pin RD2, RD3, RD4, RD5, RD6, RD7 y se puede apreciar que los seis diodos led se encienden. Ver Figura 2-25.

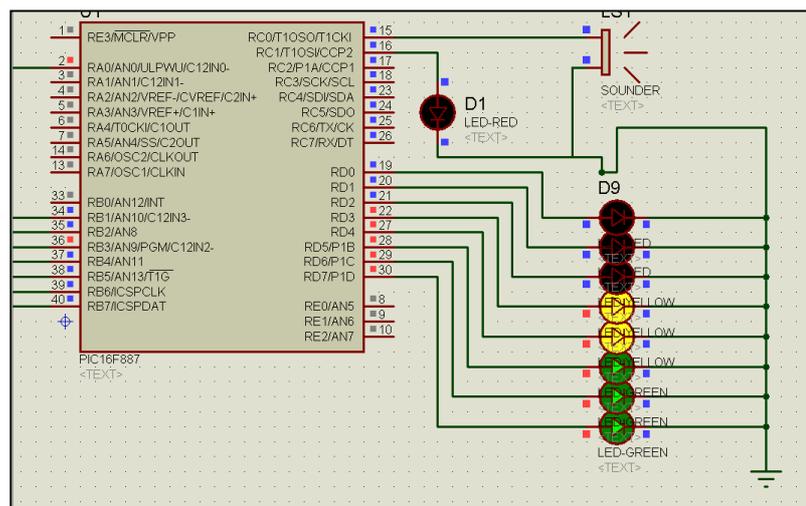


Figura 2-24 Simulación del Indicador Analógico: Quinto diodo led encendido.

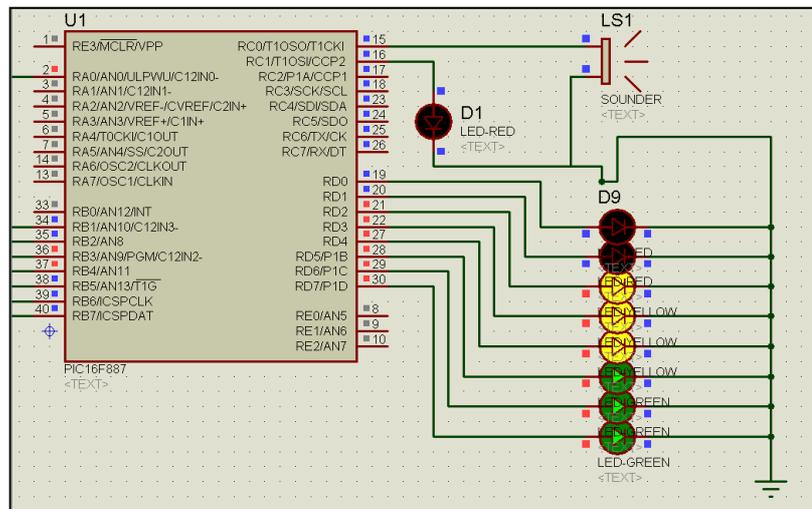


Figura 2-25 Simulación del Indicador Analógico: Sexto diodo led encendido.

Cuando el voltaje que recibe el microcontrolador PIC es de 1.373V, éste genera un voltaje de salida que enciende el séptimo diodo led (rojo). En la simulación el microcontrolador activa el pin RD1, RD2, RD3, RD4, RD5, RD6, RD7 y se puede apreciar que los siete diodos led están encendidos. Ver Figura 2-26.

Cuando el voltaje que recibe el microcontrolador PIC es de 1.569V, éste genera un voltaje de salida que enciende el octavo diodo led(rojo) y los 7 diodos anteriores. En la simulación el microcontrolador activa el pin RD0, RD1, RD2, RD3, RD4, RD5, RD6, RD7 y se puede apreciar que los ocho diodos leds están

encendidos. Al alcanzar este nivel se ha llegado al estado de riesgo, pues representa el valor máximo de corriente de seguridad permitida, que es de 5mA, para evitar futuros accidentes eléctricos. Ver Figura 2-27.

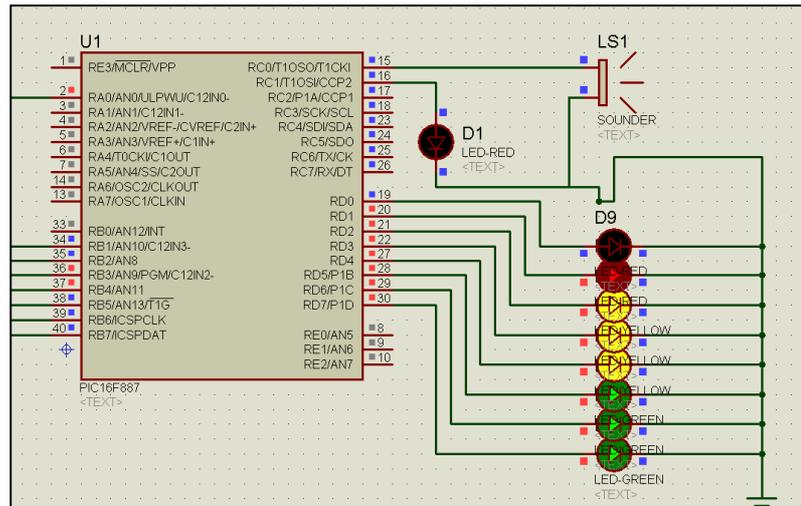


Figura 2-26 Simulación del Indicador Analógico: Séptimo diodo led encendido.

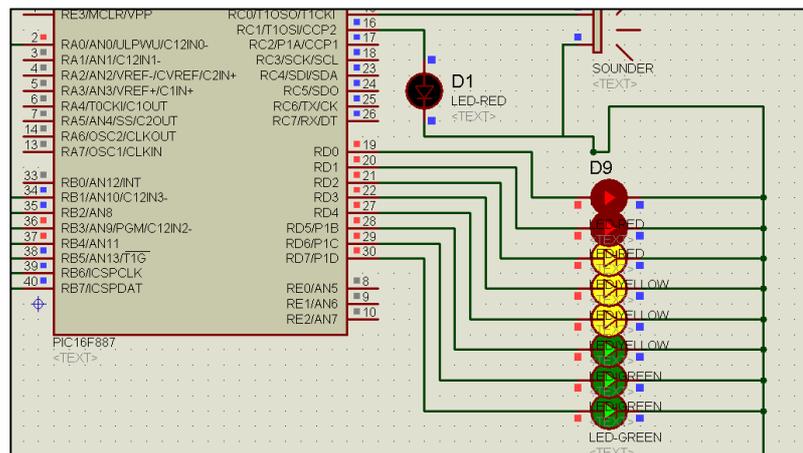


Figura 2-27 Simulación del Indicador Analógico: Octavo diodo led encendido.

CAPÍTULO 3

ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO

En la sección pasada se estableció los parámetros de diseño que poseerá el Monitor de Aislamiento de Línea; en esta sección se documentan las pruebas al equipo construido, de manera, que se compruebe lo planteado en las secciones previas. Igualmente, se presenta la lista materiales utilizados en la construcción del equipo, así como, el costo de cada uno de ellos, de forma que se pueda apreciar el costo total en la construcción de este equipo.

3.1 Pruebas

Se tiene un circuito que simula la corriente de fuga en la línea de tierra de la red eléctrica; la alimentación del circuito es de 120 Vrms, que es el valor que se encuentra en las tomas eléctricas; además, cuenta con un potenciómetro de 250 K Ω , el cual se lo hace variar desde 24.2 K Ω hasta 121 K Ω . En estas pruebas se generan distintos valores de corriente, dependiendo del valor de resistencia en el potenciómetro; ésta corriente va desde 0.5 mA hasta 5mA.

La medición consiste en tomar el valor de voltaje en la entrada del microcontrolador PIC, para asociarlo por Ley de Ohm con un valor de corriente; se realizan tres pruebas como se indica a continuación.

En la prueba 1:

Se inicia con un valor de corriente de 1mA, obteniendo un valor de voltaje DC de 0,26V en la entrada del microcontrolador PIC.

Si se toma un valor máximo de corriente de 5mA, el valor obtenido de voltaje DC es de 1,56V en la entrada del microcontrolador PIC.

En la tabla 3-1, se muestran todos los valores de voltaje obtenidos con cada valor de corriente respectivamente.

En la prueba 2:

Se inicia con un valor de corriente de 1mA, obteniendo un valor de voltaje DC de 0,255V en la entrada del microcontrolador PIC.

Si se toma un valor máximo de corriente de 5mA, el valor obtenido de voltaje DC es de 1,554V en la entrada del microcontrolador PIC.

En la tabla 3-1, se muestran todos los valores de voltaje obtenidos con cada valor de corriente respectivamente.

En la prueba 3:

Se inicia con un valor de corriente de 1mA, obteniendo un valor de voltaje DC de 0,249V en la entrada del microcontrolador PIC.

Si se toma un valor máximo de corriente de 5mA, el valor obtenido de voltaje DC es de 1,554V en la entrada del microcontrolador PIC.

En la tabla 3-1, se muestran todos los valores de voltaje obtenidos con cada valor de corriente respectivamente.

La efectividad de la medición se observa en que los valores de voltaje de las distintas pruebas presentan concordancia entre sí.

Hay que tener en cuenta que la tolerancia considerada para las mismas, fue del 1%.

Voltaje entrada	Resistencia (K Ω)	Corriente (mA)	Voltaje entrada ADC PIC (V)			Tolerancia
			Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	
121Vac	121	1	0,260	0,255	0,249	1%
	60,5	2	0,500	0,493	0,495	1%
	40,33	3	0,800	0,795	0,792	1%
	30,25	4	1,160	1,152	1,148	1%
	24,2	5	1,560	1,554	1,544	1%

Tabla 3-1 Resultados de las pruebas realizadas en el equipo.

3.2 Materiales.

En el desarrollo del equipo detallado en el presente documento, hicimos uso de diversos elementos eléctricos y electrónicos, los cuales detallamos a continuación:

Cantidad	Descripción
1	Resistencia 220Ω
2	Resistencia 1K
9	Resistencia 330
9	Resistencia 10K
2	Resistencia 1M
1	Resistencia 47K
2	Capacitor 330nf
1	Capacitor 470nf
5	Borneras
1	AD620
1	AD637
1	PIC18F2550
2	Display de 7 segmentos
1	buzzer
11	leds
2	Juegos de conectores de 12 pines
1	Sócalo 8 pines
1	Sócalo 16 pines
1	Sócalo 28 pines
1	Baquelita 50x50 cm

Tabla 3-2 Materiales usados para la realización del equipo.

3.3 Costos.

A continuación, se detallan los costos económicos afrontados por el equipo de trabajo para la adquisición de elementos usados en la implementación del Monitor de Aislamiento de Línea.

Cantidad	Descripción	Costo Unitario	Total
1	Resistencia 220Ω	0.05	0.05
2	Resistencia 1K	0.05	0.10
9	Resistencia 330	0.05	0.45
9	Resistencia 10K	0.05	0.45
2	Resistencia 1M	0.05	0.10
1	Resistencia 47K	0.05	0.05
2	Capacitor 330nf	0.15	0.30
1	Capacitor 470nf	0.25	0.25
5	Borneras	0.15	0.75
1	AD620	3.50	3.50
1	AD637	12.00	12.00
1	PIC18F2550	6.00	6.00
2	Display de 7 segmentos	0.50	1.00
1	buzzer	0.90	0.90
11	leds	0.10	1.10
2	Juegos de conectores de 12 pines	0.20	0.40
1	Sócalo 8 pines	0.25	0.25
1	Sócalo 16 pines	0.40	0.40
1	Sócalo 28 pines	0.60	0.60
1	Placa 8x5 cm	4.00	4.00
		Total	\$43.85

Tabla 3-3 Costo total invertido en el equipo.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

1. El presente proyecto lleva a la concientización de que el ambiente en el que se encuentra el paciente hospitalarios es más propenso que cualquier otro lugar a los accidentes eléctricos, ya que se pueden encontrar estos elementos: resistencia del cuerpo grandemente reducida, gran cantidad de dispositivos eléctricos y fluidos corporales, tales como la sangre, la orina, sales y agua; la combinación de estos elementos genera la necesidad de mejorar la seguridad eléctrica en hospitales y clínicas.
2. 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 la exijan, imposibilitando así la realización de programas de seguridad eficientes en las instalaciones

de salud de ellos. Por este motivo, se presenta este proyecto como una solución de bajo costo y alta confiabilidad para resolver dicho problema, con el único anhelo de proteger la salud de los pacientes y todas las personas vinculadas con la instrumentación médica.

3. Se recomienda que este proyecto sea utilizado en los quirófanos de los hospitales y clínicas, debido a la gran cantidad de equipos eléctricos que se encuentran funcionando, cuando un paciente está siendo atendido allí.

ANEXOS

ANEXO A: Manual de usuario.

Esta es una guía para que el operario proceda a usar el equipo de forma correcta, a pesar de que su funcionamiento es relativamente sencillo. Los pasos a seguir son:

- 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 presenta 2 conectores (negro y rojo), donde se puede enchufar el cable de tierra con una configuración de circuito en serie.
- 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.

SITUACIÓN DE ALARMA

Si se activa la alarma en el equipo, es indicativo que la corriente ha excedido el límite máximo. El LIM no procederá a cortar la alimentación de la red eléctrica, pues se encuentra 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 ponga en riesgo la integridad del paciente.

ANEXO B: Diagrama Esquemático del Circuito.

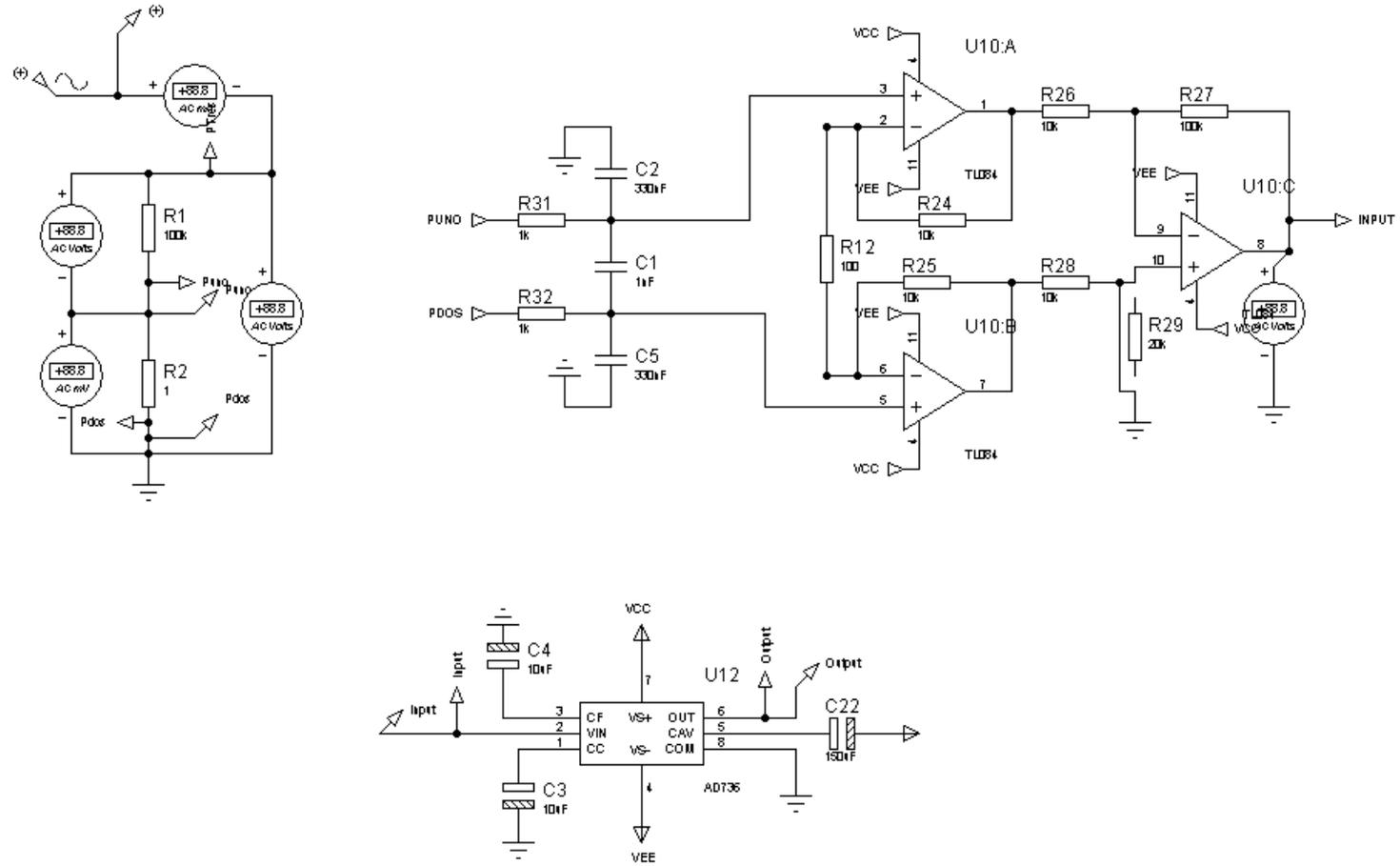


Figura B-1 Diagrama Esquemático de las etapas de adquisición, filtrado, diferenciación-amplificación y conversión AC-DC.

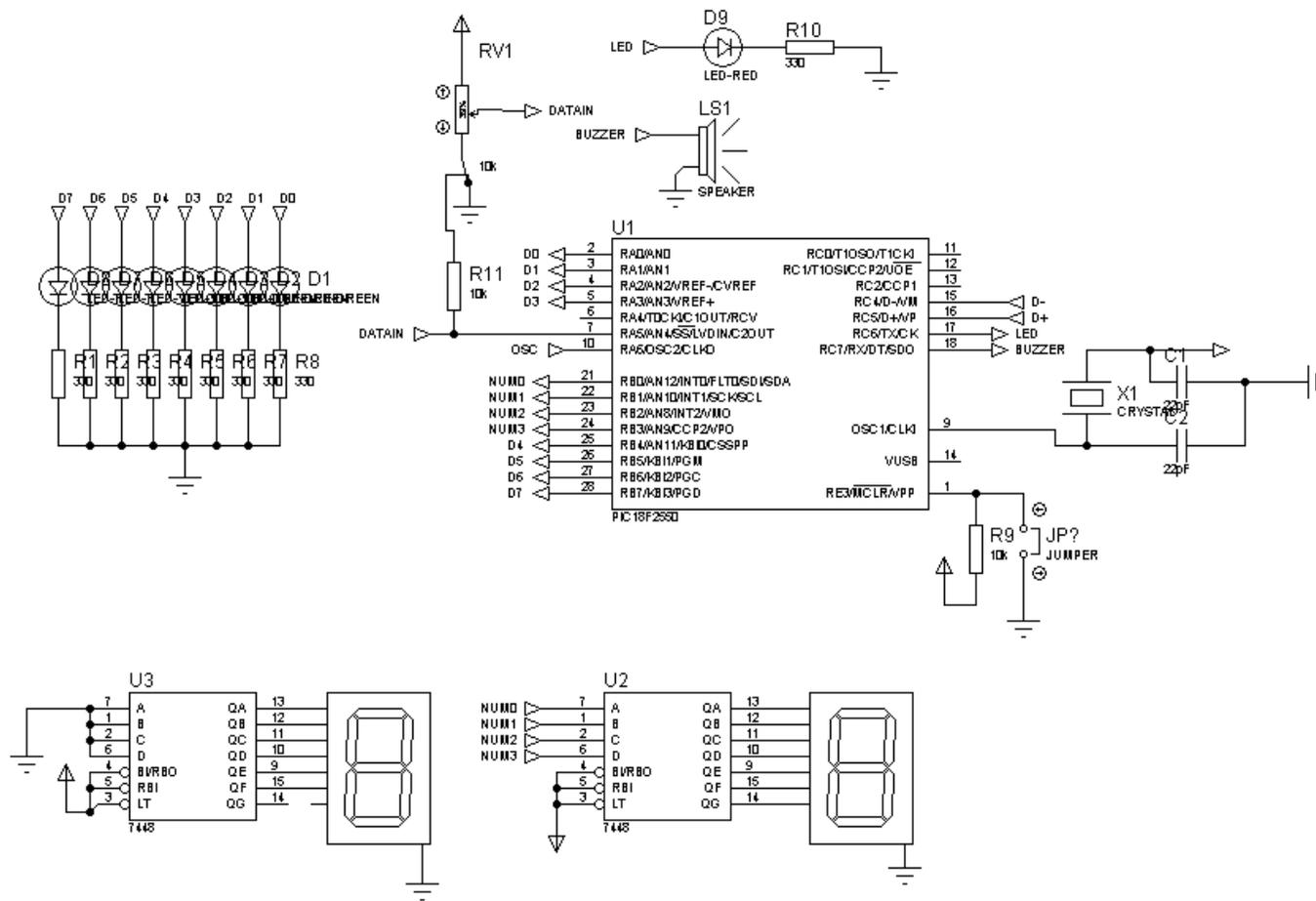


Figura B-2 Diagrama Esquemático de las etapas de microcontrolador PIC y etapa de salida.

ANEXO C: Especificaciones 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.

Dimensiones de la Tarjeta Principal

Largo:	11cm.
Ancho:	12cm.
Grosor:	1.5mm.
Peso:	20gr.

ANEXO D: Presentación del Equipo



Figura D-1 Vista Frontal del equipo en situación de peligro.



Figura D-2 Perspectiva Frontal del Equipo dentro del límite seguro de corriente.



Figura D-3 Vista Superior del Equipo en situación de Peligro.



Figura D-4 Vista Superior del Equipo.



Figura D-5 Vista Lateral del Equipo.



Figura D-6 Perspectiva Lateral del Equipo.

ANEXO E: Amplificador de Instrumentación AD620

Características

Fácil de Usar

- Seteo de ganancia con un resistor externo, Rango de 1 a 10,000
- Rango de Fuente de Poder, $\pm 2.3V$ a $\pm 1.8V$
- Mayor Rendimiento que el Amplificador de Instrumentación con 3 opamps.
- Disponibles en 8 pines DIP y encapsulado superficial.
- Bajo consumo de Potencia, Corriente máxima de 1.3 mA

Excelente Rendimiento DC

- Voltaje Offset Entrada, 50uV max.
- Factor Offset Entrada, 0.6uV/°C max.
- Corriente de Polarización de Entrada, 1.0 nA max.
- Razón de Rechazo al modo común, 100dB min.

Bajo Ruido

- Ruido del Voltaje de Entrada, 9nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ a 1KHz.

Excelentes Especificaciones AC

- Ancho de Banda(G=100), 120 KHz.
- Tiempo de Estabilización a 0.01%, 15us.

Valores Máximos de Operación

Parámetro	Condiciones	AD620A
Rango de Ganancia		10,000
Voltaje de Entrada Offset	$V_s = \pm 5V$ a $\pm 15V$	125 μ V
Voltaje de Salida Offset	$V_s = \pm 5V$	1000 μ V
	$V_s = \pm 15V$	1500 μ V
Corriente Bias de entrada		2.0nA
Corriente Offset de entrada		1.0nA
Rango de Voltaje de entrada	$V_s = \pm 2.3V$ a $\pm 5V$	($+V_s - 1.2$)V
Variación de Salida	$R_L = 10K\Omega, V_s = \pm 2.3V$ a $\pm 5V$	($+V_s - 1.2$)V
Ruido en Voltaje de Entrada		13nV/ \sqrt{Hz}
Ruido en Voltaje de Salida		100nV/ \sqrt{Hz}
Corriente de Referencia de Entrada	$V_{IN+}, V_{REF} = 0$	60 μ A
Rango de Operación Fuente de Poder		$\pm 18V$
Rango de Temperatura		(-40 a +85) $^{\circ}$ C

Tabla E-1 Valores máximos de operación del integrado AD620.

Esquema de Conexión

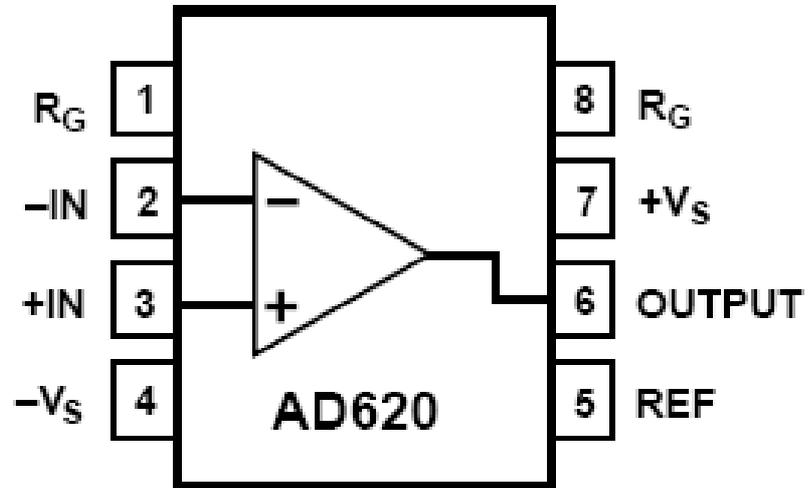


Figura E-1 Esquemático del integrado AD620.

ANEXO F: Convertidor RMS-DC AD637

Características

Ancho de Banda

- 8MHz para una entrada de $2V_{rms}$.
- 60MHz para una entrada de $100V_{rms}$.

Calcula

- Verdadero rms.
- Potencia al cuadrado.
- Media Cuadrada.
- Valor Absoluto.

Salida en dB (rango de 60dB).

Selección de chip permite características de apagado.

- Operación de tres estados análogos.
- Corriente de Reposo se reduce de 2.2mA a 350uA.

14 pines SBDIP y 16 pines SOIC.

DIAGRAMA FUNCIONAL DE BLOQUES

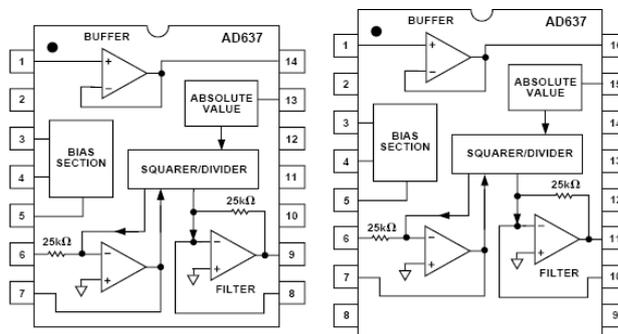


Figura F-1 Esquemático del integrado AD637.

Valores Máximos de Operación

Parámetro	AD620A
Entrada Pico Transiente	$\pm 15V_{p-p}$; $V_S = \pm 15V$ $\pm 6V_{p-p}$; $V_S = \pm 5V$
Resistencia de Entrada	9.6K Ω
Voltaje Offset de Entrada	$\pm 0.5mV$
Voltaje Offset de Salida	$\pm 1mV$
Voltaje Offset de Entrada del Amplificador Buffer	$\pm 2mV$
Corriente de Entrada del Amplificador Buffer	$\pm 10nA$
Corriente de Salida del Amplificador Buffer	$\pm 5mA$
Resistencia de Entrada de la entrada DEN	30K Ω
Voltaje Offset de la entrada DEN	$\pm 0.5mV$
Rango de Operación de la Fuente	$\pm 18V$

Tabla F-1 Valores máximos de operación del integrado AD637.

CONFIGURACIÓN DE LOS PINES

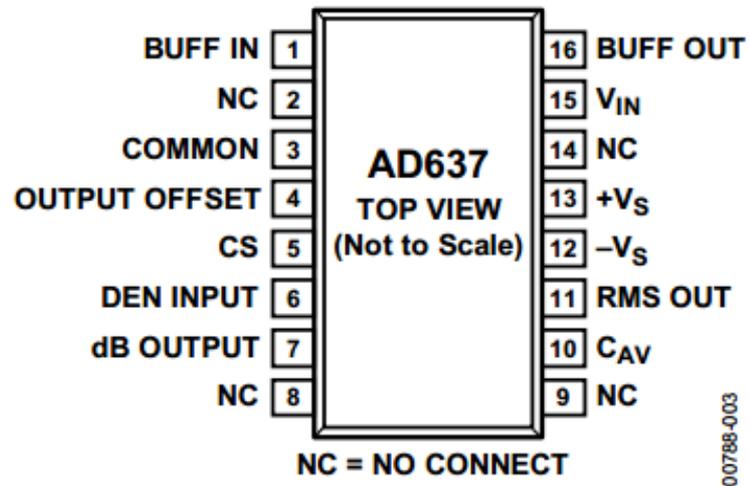


Figura F-2 Descripción de los pines del integrado AD637.

ANEXO G: Código grabado en PIC

```
DEFINE ADC_BITS 8

DEFINE ADC_CLOCK 3

DEFINE ADC_SAMPLEUS 50

UCON.3 = 0 'Inicializacion de registros

T2CON.2=0

CMCON=%00000111

VALADC VAR Word 'Declaracion de variables

dato var byte

LED VAR PORTC.6

valdisplay var byte

VALANALOG VAR BYTE

BUZZER VAR PORTC.7

TRISC=%00110000

TRISB=0

TRISA=%1100000

ADCON1 = 10

ProgramStart: 'Rutina principal

ADCIN 4, dato

gosub medidorDISPLAY 'Llamado a subrutina

GOSUB MEDIDORANALOG 'Llamado a subrutina

'high portc.6
```

```
'pause 100

'low portc.6

'pause 100

goto ProgramStart

MEDIDORDISPLAY: 'Subrutina encargada de establecer el
IF DATO>=80 THEN ' el valor digital de la corriente de fuga
valdisplay=5 ' la cual indicara desde 0 a 5 mA

GOSUB PELIGRO

ELSE

IF DATO<80 AND DATO>=59 THEN

valdisplay=4

GOSUB NORMAL

ELSE

IF DATO<59 AND DATO>=41 THEN

valdisplay=3

GOSUB NORMAL

ELSE

IF DATO<41 AND DATO>=26 THEN

valdisplay=2

GOSUB NORMAL

ELSE

IF DATO<26 AND DATO>=13 THEN
```

```
valdisplay=1
```

```
GOSUB NORMAL
```

```
ELSE
```

```
valdisplay=0
```

```
GOSUB NORMAL
```

```
ENDIF
```

```
portb=valdisplay+VALANALOG
```

```
RETURN
```

```
MEDIDORANALOG: 'Subrutina encargada de manejar el
```

```
IF DATO<10 THEN ' medidor analógico, el cual consta de 8 leds,
```

```
PORTA=1          ' dependiendo de la corriente sensada
```

```
VALANALOG=0     ' estos leds se encenderán
```

```
ELSE
```

```
IF DATO<20 THEN
```

```
PORTA=3
```

```
VALANALOG=0
```

```
ELSE
```

```
IF DATO<30 THEN
```

```
PORTA=7
VALANALOG=0
ELSE
IF DATO<40 THEN
PORTA=15
VALANALOG=0
ELSE
IF DATO<50 THEN
PORTA=15
VALANALOG=16
ELSE
IF DATO<60 THEN
PORTA=15
VALANALOG=16+32
ELSE
IF DATO<70 THEN
PORTA=15
VALANALOG=16+32+64
ELSE
IF DATO<80 THEN
PORTA=15
VALANALOG=16+32+64+128
```

ENDIF

ENDIF

ENDIF

ENDIF

ENDIF

ENDIF

ENDIF

ENDIF

RETURN

PELIGRO: ' Subrutina encargada de activar las alarmas tanto

high portC.6 ' sonoras como visual

FREQOUT PORTC.7,10,5000

RETURN

NORMAL: ' Subrutina encargada de establecer el estado de

PORTC.6=0 ' fuera de peligro

PORTC.7=0

RETURN

BIBLIOGRAFÍA

- [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.