



UNIVERSIDAD CENTRAL "MARTA ABREU" DE LAS VILLAS
VERITATE SOLA NOBIS IMPONETUR VIRILISTOGA. 1948

**Universidad Central "Marta Abreu" de Las
Villas**

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información. CEETI

TRABAJO DE DIPLOMA

**Sistema para la verificación eléctrica de
equipos en entorno hospitalario.**

Autor: Yaimeé Hernández Vicens

Tutor: DrC. Miguel Arturo Mendoza Reyes

Santa Clara

2010

"Año 52 de la Revolución "

CON SU ENTRAÑABLE TRANSPARENCIA



Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información. CEETI



TRABAJO DE DIPLOMA

Sistema para la verificación eléctrica de equipos en entorno hospitalario.

Autor: Yaimeé Hernández Vicens

yhvincens@uclv.edu.cu

Tutor: DrC. Miguel Arturo Mendoza Reyes

Profesor Titular. CEETI. Facultad de Ingeniería Eléctrica.

mmendoza@uclv.edu.cu

Santa Clara

2010

"Año 52 de la Revolución"



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Tutor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

*"Vive, como si fueras a morir mañana.
Aprende, como si fueras a vivir siempre"*

Mahatma Gandhi

DEDICATORIA

A mis padres.

AGRADECIMIENTOS

*A mis padres por guiar mis pasos, apoyarme cuando caía y ayudarme a
levantar. Los amo.*

*A mi hermana por ser mi ejemplo y por darme un maravilloso sobrino que es
una razón más para luchar. Te quiero mucho.*

*A Marcos Antonio y al nuevo sobrino/a que pronto llegará, por ser mi alegría
y mi esperanza. Los adoro.*

*A mis abuelos por todo su amor y confianza en mí, en especial a Lilla que la
llevo en mi corazón.*

*A mi novio por estar siempre presente y apoyarme en todo momento. Te quiero
mucho.*

A toda mi familia por estar siempre presente.

*A Yady e Idi por ser mis muletas cuando desfallecía, por hacerme reír, llorar y
amarlas.*

*A Beatriz, Lianett, Meily, Betty, Sheylan, Yoana, Claudia, Yanet, Betsy,
Yailyn, y Yaily por ser mis amigas.*

*A Denis, Jenkly, Galindo, Lenier, Primelles, Roberto C., Roberto J., Addiel,
Aquino, Carlos Luis, Yordis y Diamir por ser mis amigos.*

A Lore, la china, Migue y Marlon por todo su cariño.

Silvia, Carlos, Jorgito, Deibi, Marisol por todo su amor y apoyo.

A Lisbet, Negri y Estrella por estar siempre para ayudarme.

*A Taboada por toda su ayuda y en especial a Mendoza por toda su dedicación
y por hacer de mí una mejor estudiante. Gracias por ser ejemplo de
profesionalidad.*

*A todos los maestros y profesores que han depositado en mí todo su saber, una
parte de él está hoy aquí.*

*A todos los que han estado y están a mi lado haciendo posible que se cumpla
este sueño, graduarme.*

TAREA TÉCNICA

- Estudiar las normas que rigen los parámetros de seguridad eléctrica en el equipamiento electromédico, EEM.
- Búsqueda actualizada de instrumentos y procedimientos que se utilizan para la medición y comprobación de los EEM, internacionalmente, en el CCEEM.
- Búsqueda de circuitos y configuraciones utilizadas para la medición de corrientes de fuga en equipos electromédicos.
- Diseño y simulación de circuitos para la medición de corrientes de fuga.
- Diseño y simulación de circuito para la comunicación con la PC.
- Diseño de programa para el procesamiento de los valores medidos.
- Diseño de circuitos impresos.
- Realizar montaje de hardware.
- Realizar software del sistema.
- Realización de pruebas y verificación.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

Una premisa muy importante que deben cumplir los equipos que se utilizan en el entorno hospitalario es la seguridad eléctrica que estos les brindan tanto a los pacientes como al personal médico. Este trabajo consiste en el diseño de un sistema que permite la medición de parámetros característicos de niveles de seguridad eléctrica en equipamiento electromédico o no electromédico presente en hospitales. El sistema diseñado posibilita la medición en equipos de magnitudes de parámetros establecidos por normas nacionales e internacionales. El sistema permite almacenar los datos de la medición para luego descargarlos en la PC para ser comparados con los estándares nacionales e internacionales vigentes.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA	v
RESUMEN	vi
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. LA SEGURIDAD ELÉCTRICA EN LOS EQUIPOS ELECTROMÉDICOS.	3
1.1 Estado del arte en seguridad de equipamiento electromédico.	3
1.2 Efectos de la corriente eléctrica sobre el ser vivo.	4
1.2.1 Peligros de macrochoque y microchoque.	6
1.3 La norma IEC 60601-1.....	8
1.3.1 Clasificación de equipos electromédicos según la protección utilizada. ...	8
1.3.2 Clasificación de equipos electromédicos según el nivel de protección... ..	10
1.4 Variables y parámetros que se miden.....	11
1.4.1 Corrientes de fuga.	11
1.5 Analizadores de seguridad eléctrica.	17
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS	19
2.1 Diagrama general del circuito de medición.	19
2.1.1 Bloque de conmutación.	20

2.1.2	Circuito de carga propuesto por la AAMI.	21
2.1.3	Amplificador diferencial.....	22
2.1.4	Circuito rectificador de onda completa.....	23
2.1.5	Circuito de Alimentación.	24
2.2	Interfaz de comunicación con la computadora.....	25
2.2.1	Interfaz RS-232.....	25
2.3	Circuito adaptador de niveles.	26
2.4	Simulación del sistema.	27
2.4.1	Multisim / Ultiboard.	28
2.4.2	OrcaD.	29
2.5	PsoC.....	29
2.5.1	Configuración del PSoC.	31
CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN		34
3.1	Bloque de conmutación	34
3.1.1	Tarjeta impresa del bloque de conmutación.	35
3.2	Circuito de medición de corriente.....	35
3.2.1	Influencia de la capacitancia en la amplitud del rizado a la salida... ..	36
3.2.2	Cálculo del error en la medición.	37
3.2.3	Influencia de las tolerancias a la salida del circuito.	37
3.2.4	Análisis real del prototipo.....	38
3.2.5	Tarjeta impresa del circuito de medición de corriente.....	40
3.2	Interfaz de comunicación del PSoC con la PC.	41
3.2.1	Interfaz conectada al PsoC.....	43
3.2.2	Tarjeta del circuito impreso de la interfaz.	44
3.3	Análisis económico.	44

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	45
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	47
ANEXOS	51
Anexo 1 Peligro de macrochoque.....	51
Anexo 2 Peligro de microchoque.....	52
Anexo 3 Hoja de datos TL084.....	53
Anexo 4 Configuración del DataClock para los módulos de UART y DELSIG8....	54
Anexo 5 Programación del PSoC para la adquisición y almacenamiento de los valores medidos.....	56
Anexo 6 Comprobación del funcionamiento de la programación del PSoC.....	59
Anexo 7 Programación del PSoC para la comprobación de la interfaz.....	60
Anexo 8 Programa HyperTerminal.....	61
Anexo 9 Precio de los componentes en Digi-key	62

INTRODUCCIÓN

Con los avances tecnológicos en el equipamiento médico también se ha avanzado en el tema de la seguridad eléctrica que poseen estos equipos para interactuar con pacientes o personal médico en un entorno hospitalario. De hecho, los pacientes de un hospital bajo ciertas condiciones pueden ser más susceptibles al peligro de la corriente eléctrica que una persona en su casa o trabajo, por lo que deben tomar precauciones especiales en los equipos o instrumentos médicos. En la actualidad en las aplicaciones médicas los niveles de seguridad que deben reunir los sistemas de instrumentación están normalizados [1]. Entre las normas vigentes internacionalmente están las de la AAMI, la UL-544 y las normas NFPA-99.

Al analizar los riesgos de shock eléctrico que pueden producir los equipos, deben tenerse en cuenta los efectos fisiológicos del paso de la corriente eléctrica por el cuerpo humano. Esto también influye en los procedimientos seguidos y los posibles sistemas de seguridad, ya que son muchos los factores que influyen en la magnitud de la corriente eléctrica necesaria para producir un efecto fisiológico concreto en una persona [1].

Debido a lo anterior, se hace necesario tener especial cuidado durante el diseño y la explotación de los equipos que estén presentes en el entorno hospitalario y que puedan estar en contacto con los pacientes o el personal que labora en dichas instituciones.

Objetivo general:

A partir de las consideraciones citadas, el presente trabajo ha tenido como objetivo general:

Diseñar y construir un prototipo que permita la medición de parámetros relacionados con la seguridad eléctrica en equipamiento ubicado en el entorno hospitalario.

Objetivos específicos

El objetivo general del trabajo se sustenta en el cumplimiento de los siguientes objetivos específicos:

- Diseñar circuito para la conmutación automática de configuraciones de interconexión en función de parámetros a medir.
- Diseño de prototipo para la adquisición de parámetros de equipamiento electromédico y la comunicación con el computador.
- Diseño de programa para la comparación de valores medidos con los estándares

La puesta en práctica de este diseño facilitará la evaluación del cumplimiento de requisitos de seguridad eléctrica en los equipos ubicados en el entorno hospitalario. Esto representaría una reducción del riesgo para la salud tanto de pacientes como del personal médico.

Organización del informe

El informe está organizado en tres capítulos. En el primero se detallan aspectos básicos que fundamentan la necesidad de la utilización de prácticas que garanticen la seguridad eléctrica en los equipos en el entorno hospitalario. El segundo capítulo abarca los circuitos que fueron diseñados para en conjunto realizar las mediciones de corrientes de fuga, su almacenamiento y posterior transmisión hacia la PC. En él se puede encontrar además los diferentes programas utilizados para la simulación del sistema. En el tercer capítulo se presenta un diseño general del circuito de medición y las simulaciones realizadas a este y otros circuitos de apoyo que se utilizan. Se ofrecen además en este último capítulo consideraciones económicas acerca del diseño.

CAPÍTULO 1. LA SEGURIDAD ELÉCTRICA EN LOS EQUIPOS ELECTROMÉDICOS.

1.1 Estado del arte en seguridad de equipamiento electromédico.

El desarrollo tecnológico ha traído aparejado el aumento del riesgo de accidentes por descargas eléctricas para el paciente, lo cual se torna más peligroso cuando los procesos son de tipo invasivo ya que una pequeña corriente puede causar la muerte del afectado [2].

Con respecto a los equipos médicos existen normas y reglamentos de obligatorio cumplimiento para garantizar la seguridad del paciente [3].

La seguridad eléctrica de los equipos electromédicos depende de innumerables factores. Es una función de las propiedades del equipo, de las condiciones que lo rodean, de factores ambientales, del cableado del local y del uso correcto del equipo. Con el aumento del número de equipos para el diagnóstico y la terapia en los últimos años, debe prestarse especial atención al modo que estos interactúan con los pacientes de forma tal que el riesgo de choque eléctrico sea prácticamente imposible. Médica y técnicamente el diseño del equipo por sí solo no garantiza la protección al paciente, es necesario, conjugar este con medidas de seguridad en su instalación y durante su empleo, todos en óptima combinación [4] [5].

Las medidas de seguridad empleadas con mayor frecuencia tienen como primer objetivo asegurar que no existan diferencias de potencial entre los objetos que pueden entrar en contacto con el paciente y que los pacientes no puedan entrar en contacto con ningún objeto puesto a masa o conductor. Resulta también importante reducir las corrientes de fuga al mínimo posible para así disminuir los riesgos de choque eléctrico [1].

Es de vital importancia el conocimiento de las normas internacionales que establecen los requisitos de seguridad eléctrica para los equipos electromédicos. Entre los organismos emisores de normativas de seguridad pueden citarse la ANSI (*American National Standard Institute*), la AAMI (*Association for Advance in Medical Instrumentation*), la NFPA (*National Fire Protection Agency*) y la IEC (*International Electrotechnical Commission*).

La AAMI establece los límites y los métodos de verificación de riesgos producidos por la corriente. La norma hace su mejor esfuerzo para garantizar la seguridad mientras va aumentando al máximo la disponibilidad de innovaciones en la industria del diseño de dispositivos [3] [6].

Para la realización de este trabajo se han utilizado las indicaciones de la norma IEC 60601-1, la cual recoge los requisitos generales de seguridad eléctrica para equipos electromédicos. Los criterios de seguridad eléctrica establecidos en esta norma son los más utilizados internacionalmente [3] [6] [7].

1.2 Efectos de la corriente eléctrica sobre el ser vivo.

Cuando el organismo pasa a formar parte de un circuito eléctrico, este de alguna forma se verá afectado por la electricidad. Los efectos de corrientes eléctricas sobre el organismo dependen de varios factores, como son [1] [4]:

- 1.- La amplitud de la corriente.
- 2.- El tiempo de exposición.
- 3.- La frecuencia.
- 5.- El área de contacto con la piel y el tipo de contacto (externo o intradérmico).

La distribución de la corriente eléctrica dentro del cuerpo humano está condicionada por la conductividad local del tejido [5].

Se dice que estamos en presencia de la corriente mínima de fibrilación cuando el corazón fibrila por el paso de una corriente externa. La relación entre la amplitud de la corriente

aplicada en el exterior del cuerpo y el tiempo de aplicación para producir fibrilación ventricular se muestra a continuación [1] [5]:

Corriente de fibrilación = K / \sqrt{T}

Donde T se expresa en segundos, K es una constante entre 116 y 185, expresando la corriente en mA

Otra relación empírica resulta que:

$$\text{Corr. Fib. (mA)} = 3.68 P + 28.5 \quad \text{donde P es el peso en Kg.}$$

Seguidamente se muestran los valores aproximados de la corriente y los efectos que producen para un tiempo de exposición de 1-3 segundos y varios niveles de magnitud alterna de 50 Hz aplicada al exterior del cuerpo de una persona de 70 Kg aproximadamente [1].

- Umbral o nivel de percepción.

Se define como nivel de percepción como la intensidad mínima de corriente que el ser humano es capaz de detectar. Este valor varía en función del sujeto y de las condiciones de medida y oscila entre 10mA y 0.5 mA para valores eficaces de alterna a 50 Hz y entre 2 y 10 mA para corriente continua.

- Corriente de pérdida del control motor.

Para niveles superiores de corriente, los nervios y músculos pueden excitarse y provocar contracciones que pueden llegar a ser dolorosas y ocasionando una pérdida del control motor. Los valores de corriente que producen pérdida de control motor oscilan entre 6 y 16 mA.

- Parálisis respiratoria, dolor y fatiga.

Para valores más elevados de corriente, entre 18 y 22 mA aparecen contracciones involuntarias de los músculos respiratorios, provocando situaciones de asfíxia si la corriente no se interrumpe. Contracciones fuertes involuntarias de los músculos y estimulación de los nervios pueden provocar dolores y causar fatiga si permanecen expuestos a la corriente eléctrica durante largo tiempo.

- Fibrilación ventricular.

Corrientes mayores pueden dar origen a pérdidas de sincronismo de las diferentes fibras que constituyen el músculo cardíaco. Una vez que se desincroniza la actividad ventricular

(fibrilación ventricular), el proceso no se detiene aunque desaparezca la causa que lo provocó, el corazón deja de funcionar como bomba ocasionando una parada en la circulación sanguínea y la muerte súbita si no se consigue la reversión inmediata. Puede volverse a recuperar la actividad normal del corazón si se aplica un pulso de gran corriente durante un corto intervalo de tiempo que despolarice todas las células del músculo cardíaco. El equipo diseñado para este fin se denomina “desfibrilador”. El nivel de corriente que puede producir fibrilación varía entre 75 y 400 mA.

- Contracción del miocardio sostenida.

Cuando la corriente es suficientemente elevada, el músculo entero del corazón se contrae. Aunque el corazón deja de latir mientras la corriente se aplica, cuando esta cesa, vuelve el ritmo normal. El margen de corriente que producen una contracción sostenida del miocardio oscila entre 1 y 6 A.

- Daños físicos y quemaduras.

Muy poco se conoce sobre los efectos de la corriente cuando ésta excede de 10A, sobretodo en corriente de corta duración. La resistencia que ofrece el cuerpo humano causa quemaduras, principalmente sobre la piel y en los puntos de entrada de la corriente, puesto que la corriente de la piel es muy elevada y es donde se disipa mayor potencia.

1.2.1 Peligros de macrochoque y microchoque.

Entre los peligros eléctricos a los que está expuesto un paciente conectado a un equipo médico están el denominado macrochoque que ocurre cuando fluye suficiente corriente a través de la piel del individuo para causar efectos motores, quemaduras, fibrilación, etcétera y está el denominado microchoque referido a aquellas situaciones en las que debido a la utilización de electrodos invasivos o próximos al corazón, cantidades pequeñas de corriente, que no son detectadas por un individuo, pueden provocar fibrilación del músculo cardíaco u otros efectos adversos (Anexo 1). Valores típicos de corriente eléctrica que pudieran producir la muerte por macrochoque y por microchoque se muestran en la tabla 1.1 [1] [3] [4] [5] [8].

Tabla 1.1: Nivel de corriente a 50 - 60 Hz que puede producir la muerte.

Macrochoque [mA]	Microchoque [μA]
20 - 200	20 - 200

Los niveles de seguridad generalmente aceptados para prevenir el peligro de macrochoque y microchoque en caso de falla simple se muestran en la tabla 1.2 [2].

Tabla 1.2.- Niveles de seguridad generalmente aceptados en caso de falla simple.

Macrochoque [mA]	Microchoque [μA]
2 - 5	< 10

Al reducir o eliminar la resistencia de la piel a través de cualquier procedimiento médico se incrementa la posible corriente a fluir y hace al paciente más vulnerable al macrochoque. El microchoque es generalmente resultado de las corrientes de fugas de equipos operados desde la línea de suministro industrial o debido a diferencias de voltaje entre superficies conductoras aterradas, que surgen a causa de grandes corrientes que se derivan a tierra (Anexo 2). La corriente de microchoque puede circular hacia o desde las conexiones eléctricas con el corazón [1] [3] [4].

Principales causas de riesgo de microchoque [1]:

- Defecto o rotura del conductor de puesta a tierra. Este riesgo se puede eliminar aislando eléctricamente al paciente para que no exista un camino de cierre para la corriente a tierra a través del paciente (amplificadores de aislamiento).
- Superficies metálicas cercanas al paciente y no conectadas a tierra. Utilizando equipos con la entrada aislada y conectando los diversos equipos a tierra se elimina el riesgo de microchoque.
- Equipos conectados a diferentes potenciales de masas. Cumpliendo con las normas establecidas donde se plantea que la diferencia de potencial entre las masas de dos

equipos no debe superar los 500 mV en áreas generales y los 40 mV en áreas de cuidados bajo condiciones normales de funcionamiento.

1.3 La norma IEC 60601-1.

En los requerimientos generales de seguridad eléctrica de la norma IEC 60601-1 se va más allá de comprobar las corrientes de fuga y el aislamiento a tierra. También se hace énfasis en la revisión de los criterios de rigidez dieléctrica, se detallan pruebas para comprobar el estado de las partes accesibles al usuario y al paciente, que se ven sometidas a voltajes peligrosos, y se especifican las distancias para las partes eléctricas con probabilidad de quedar energizadas. La medida de las corrientes de fuga se deberá hacer bajo condiciones controladas incluyendo el uso de una tensión en línea de un voltaje del 110% superior al nominal [3] [6] [7].

El sistema presentado en este trabajo se ha diseñado para cumplimentar los pasos 6 y 21 de la guía que resume el contenido de cada prueba o ensayo, de acuerdo con la Norma General IEC 601-1:88 Equipos Electromédicos. Esta indica que *“se verificará mediante inspección visual y mediciones la líneas de fuga y distancias en el aire, los valores de impedancia y de aislamiento de protección, así como el tipo de diseño utilizado”*. Se examinarán, además, los valores de corriente de fuga y corrientes auxiliares de pacientes y su correspondencia con los valores normalizados, en condiciones normal y de primer defecto. Se verificarán los valores de la corriente de fuga a tierra, de la corriente de fuga de la envolvente, de la corriente de fuga de paciente, la corriente auxiliar de paciente y corriente de aislamiento, debiéndose encontrar los resultados dentro de los valores permisibles para cada caso. Estas mediciones se realizan dentro de los parámetros de operación definidos por el fabricante [8].

Según la norma de la IEC se establecen dos grupos de equipos que se conforman en dependencia de la protección utilizada y del nivel de protección que ofrecen.

1.3.1 Clasificación de equipos electromédicos según la protección utilizada.

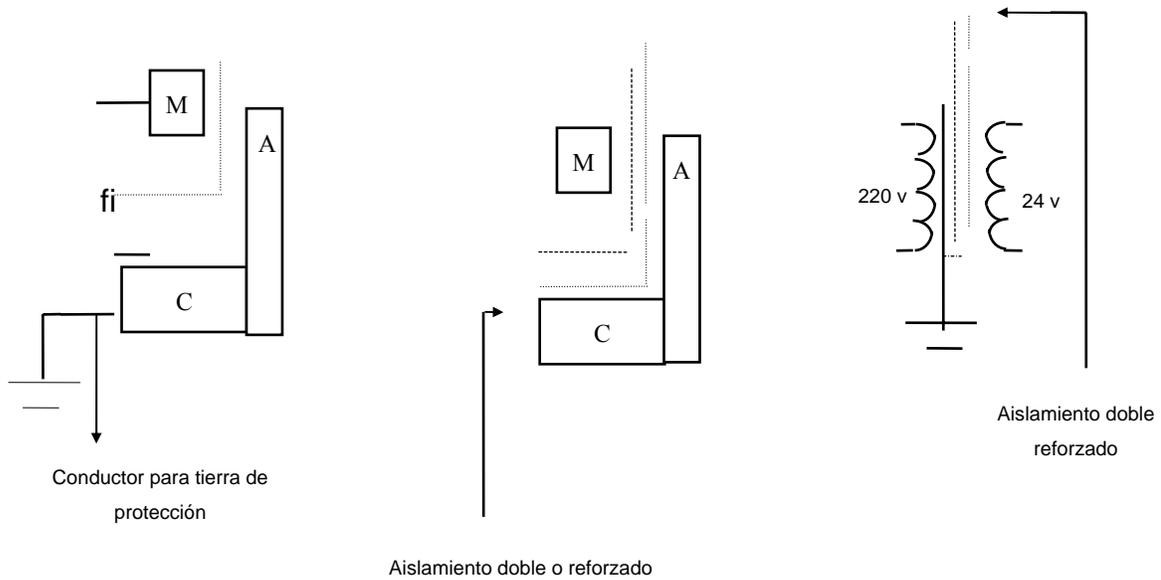
Clase I: Son aquellos equipos en los cuales la protección no solo se obtiene con el aislamiento básico sino que se incluirán precauciones auxiliares, de manera que se disponga

de una conexión de las partes conductoras accesibles al conductor de tierra de forma permanente, para que en caso de que exista fallo de aislamiento y exista un sobrevoltaje, entren a jugar los órganos de protección separando o aislando el equipo de la fuente principal (Fig. 1.1 a)) [1] [3] [4] [5] [7] [9].

Clase II: Son aquellos equipos en los que la protección no solo recae sobre el aislamiento básico, sino que se dispone de un doble aislamiento o se refuerza el aislamiento, no existiendo nada previsto para una puesta a tierra de seguridad. En esta categoría existen tres tipos generales de equipos: Aquellos que incorporan una cubierta aislante, los de cubierta metálica y los mixtos, quedando prohibida la conexión de capacitores al chasis con el propósito de disminuir el nivel de ruido de alta frecuencia que el equipo capte o emita, pues esto disminuye el doble aislamiento y por ende la protección, luego no se podrían reducir las corrientes de fugas (Fig. 1.1 b)) [1] [3] [4] [5] [7] [9].

Clase III: Son aquellos equipos en los que la protección se basa en alimentar desde una fuente de seguridad de tensión muy baja, que puede estar alimentada a partir de la fuente principal, pero aislada eléctricamente (Fig. 1.1 c)) [1] [3] [4] [5] [7] [9].

Los equipos con alimentación interna: son aquellos en los cuales no se prevé conexión eléctrica alguna desde una fuente exterior a la fuente interna en funcionamiento normal, en otras palabras, estarán alimentados a través de pilas o baterías recargables prohibiéndose su uso en el momento de recarga de energía [1] [3] [4].



a) Clase I

b) Clase II

c) Clase III

M: Parte principal

A: Parte a aplicada (la que tiene conexión conductiva con el paciente o se pone intencionalmente en contacto con él, durante el examen o tratamiento).

C: Cubierta (partes conductoras accesibles)

fi: Aislamiento de operación

Figura 1.1: Clases de protección.

1.3.2 Clasificación de equipos electromédicos según el nivel de protección.

El efecto de la corriente eléctrica que circula por el paciente debido al contacto con un equipo, al depender de la magnitud de la misma, es determinado en gran medida por el grado y calidad de la protección del equipo [8]. De acuerdo con la protección utilizada se definen los siguientes tipos de equipos:

Equipos B: Son aquellos clases I, II, III o con alimentación interna que tienen previsto un adecuado grado de protección contra corrientes de fuga y fiabilidad de la conexión de tierra. Se ubican en este grupo todos aquellos equipos de uso médico que no tengan una parte directamente aplicada al paciente, permitiéndose valores del orden de 0,1 mA de corrientes de fuga en condiciones normales de explotación y de hasta 0,5 mA en la condición de simple falla. Se emplean en aplicaciones con contacto externo o interno que no incluya al corazón [1] [3] [4] [7] [9].

Equipos BF: Son aquellos del tipo B con la entrada o parte aplicada al paciente flotante eléctricamente, permitiéndose niveles de corrientes idénticos a los del tipo B. Se emplean en aplicaciones con contacto externo o interno que no incluya al corazón [1] [3] [4] [7].

Equipos CF: Son aquellos clases I o II con alimentación interna que permiten un alto grado de protección, en relación con corrientes de fugas y entrada flotante. Incluyen todos aquellos equipos en que se pueda establecer un camino directo al corazón. Aquí debe reducirse las corrientes de fuga hasta 0,01 mA en condición normal de trabajo y 0,05 mA en condiciones de simple falla para pacientes y hasta 0,5 mA para corriente de pérdida de lazo cerrado. Son obligatorios en aplicaciones cardíacas directas [1] [3] [4] [7] [9].

Equipos H: Son todos aquellos de clases I, II, III o de alimentación interna que tengan previsto protección frente a descargas eléctricas comparables a los que se obtienen en equipos electromédicos [1] [4] [9].

1.4 Variables y parámetros que se miden.

Para la comprobación de los requisitos de seguridad en los equipos electromédicos se miden valores de magnitudes y se comparan con los establecidos en las normativas vigentes. Una de las variables más importantes es la magnitud de la corriente que puede circular a través del paciente bajo determinadas circunstancias.

1.4.1 Corrientes de fuga.

Es llamada corriente de fuga a la pequeña corriente, en el orden de los μA , que inevitablemente fluye entre cualquier par de conductores aislados y adyacentes que están a potenciales diferentes, es decir, es la corriente que fluye desde las partes activas, o sometidas a tensión eléctrica del equipo a través de las partes metálicas accesibles hacia la tierra [3].

Esta corriente presenta una pequeña componente resistiva así como una fuerte componente reactiva. Si el equipo electromédico cuenta con un tercer conductor (conductor de tierra), la corriente fluirá por él, de forma tal que el potencial del chasis se igualará a la corriente de

fuga multiplicada por la resistencia del hilo de tierra. Esta tensión nunca deberá sobrepasar unos pocos mV, provocando una situación de poco peligro para el paciente [4].

Para los equipos que trabajan fuera de las áreas de pacientes las corrientes de fugas del chasis no deben sobrepasar los 500 μA . Para equipos que trabajan en áreas cercanas a los pacientes solo se permitirán fugas de hasta 100 μA [1] [3] [4].

Para equipos no aislados, en las partes, conductores o terminales aplicados al paciente, el límite en la corriente de fuga en tales puntos de contacto será de 50 μA , para equipos aislados el límite máximo será de 10 μA [1] [4].

A continuación se muestran algunas situaciones por las que se pueden producir corrientes de fuga y los circuitos que se utilizan para su medición [1] [4] [10] [11]:

1. Corriente de fuga a tierra: Es la corriente que se mide a través del conductor de protección o puesta a tierra desde la red. En la figura 1.2 se muestra el circuito que se utiliza para la medición de esta variable.

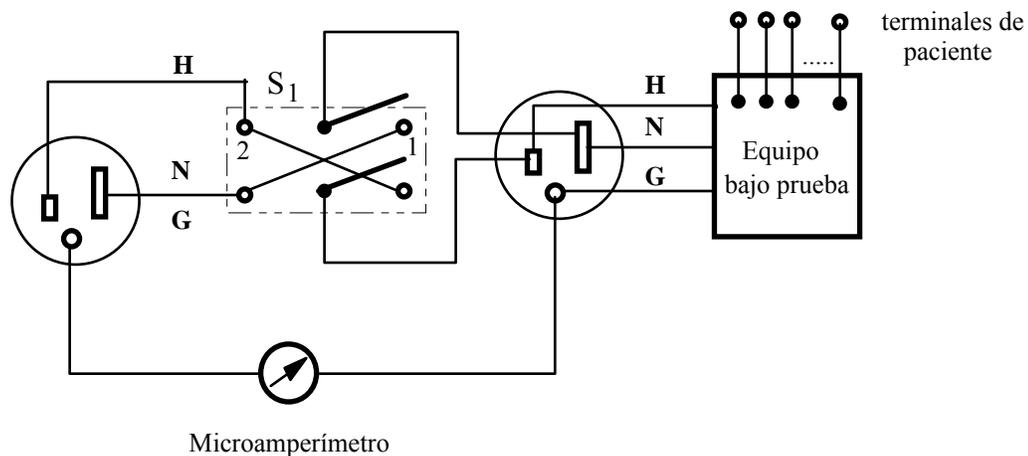
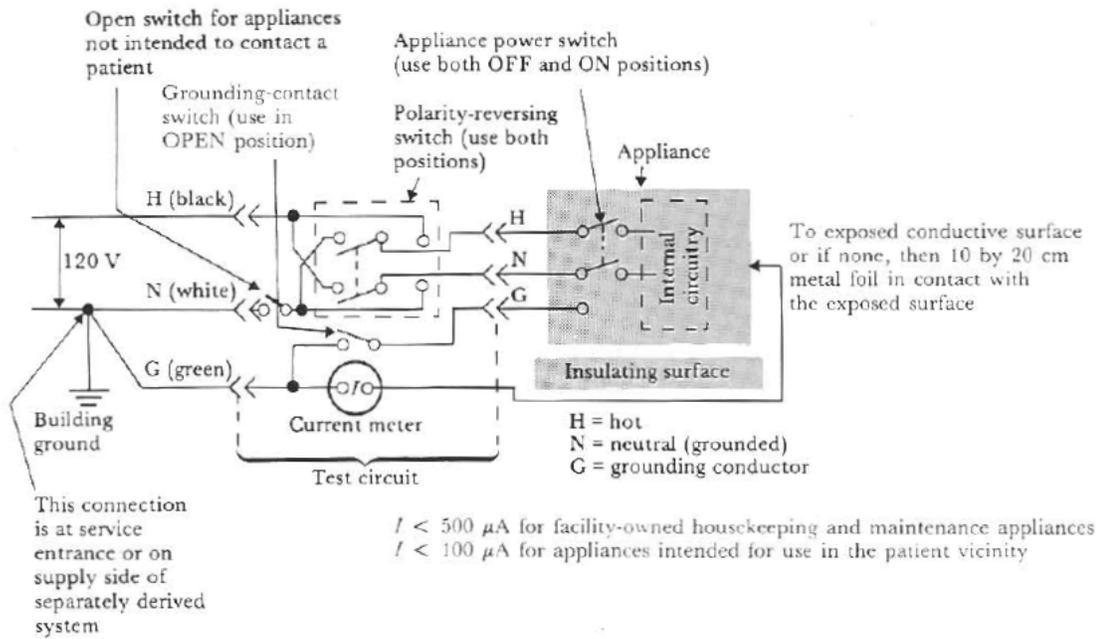


Figura 1.2: Circuito para medir la corriente de fuga a través del tercer conductor.

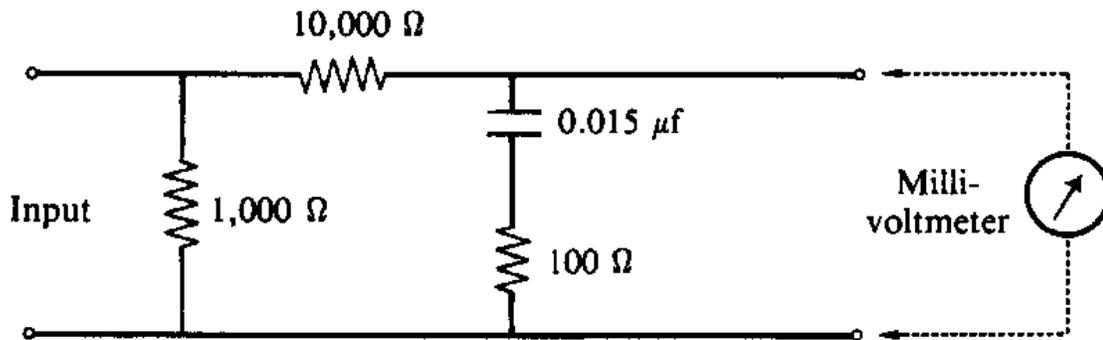
2. Corriente de fugas del chasis: Es la que fluye del chasis a través de un camino conductor a tierra u otra parte del chasis, pero no por el conductor de protección.

En la figura 1.3 se muestra un esquema de un equipo para comprobar la corriente de fuga del chasis. La comprobación de esta corriente debe realizarse para cualquier polaridad de la

tensión de alimentación o cuando el equipo está funcionando (ON) o está apagado (OFF) [1].



a)



b)

Figura 1.3: a) Circuito para medir las corrientes de fugas del chasis.

b) Circuito para el medidor a ser usado.

3. Corriente de fugas del paciente: Es la que fluye desde una parte aplicada del equipo al paciente a través de aquél a tierra, o de otro conductor a través del paciente a un equipo flotante. El circuito que se utiliza para medir esta variable es el de la figura 1.4.

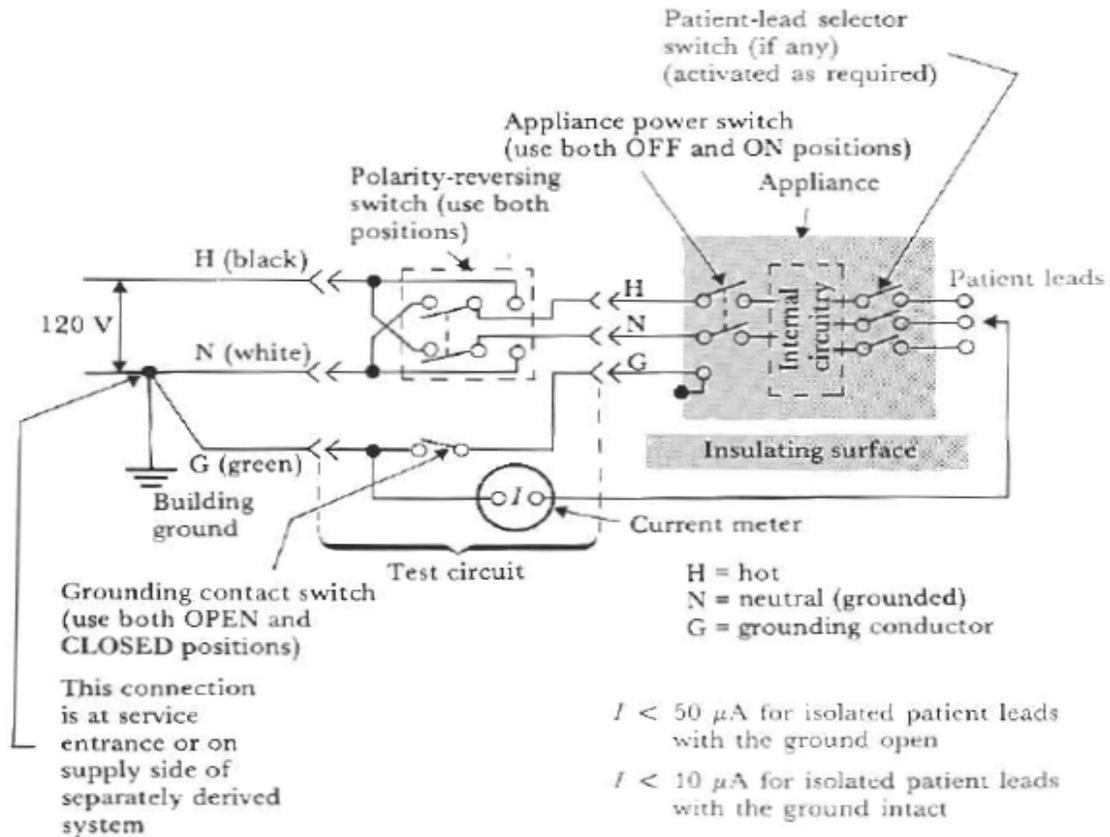


Figura 1.4: a) Circuito para medir las corrientes de fuga de los electrodos del paciente a tierra.

4. Corriente auxiliar del paciente: Es la que fluye a través del paciente entre aparatos aplicados en funcionamiento normal, sin intentar producir efectos fisiológicos. En la figura 1.5 se muestra el circuito utilizado para la medición de esta corriente entre los electrodos que se conectan al paciente.

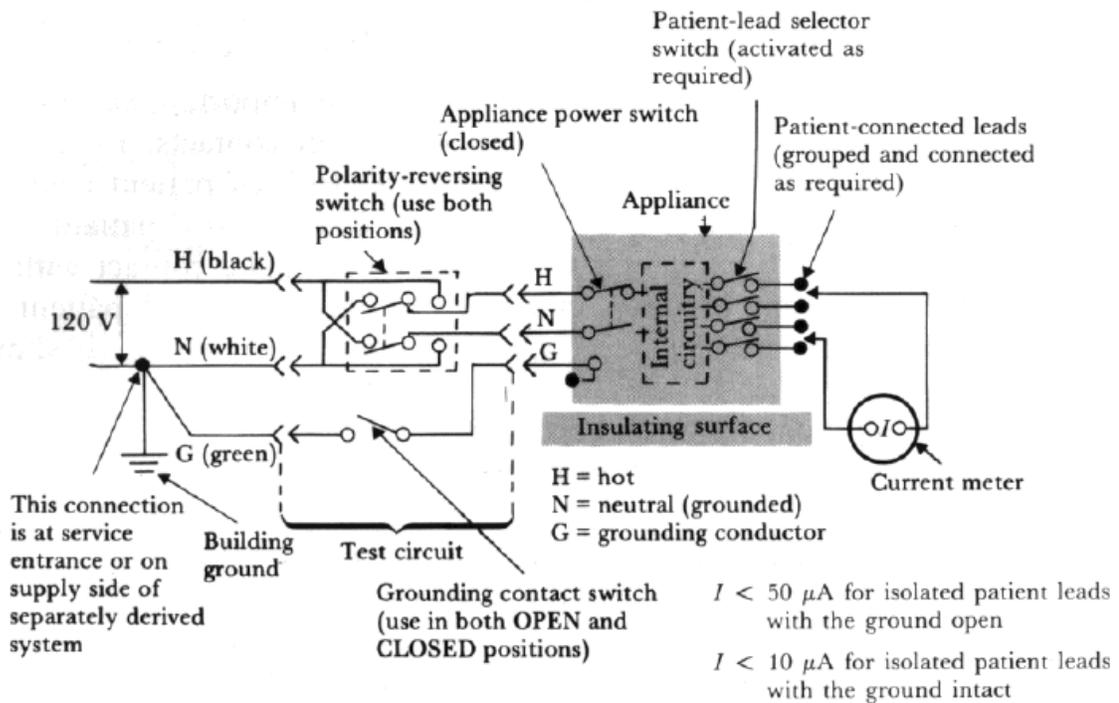


Figura 1.5: Circuito de medida para la corriente de fuga entre terminales de paciente.

5. Corriente de aislamiento: Pueden producirse corrientes de fugas a través de los cables del paciente hacia tierra si se aplicase una tensión de alimentación donde el paciente se colocaría. De esta manera puede comprobarse el aislamiento electrodos-tierra ante conexiones de la red a cada electrodo. La figura 1.6 muestra un circuito para realizar esta medida [1].

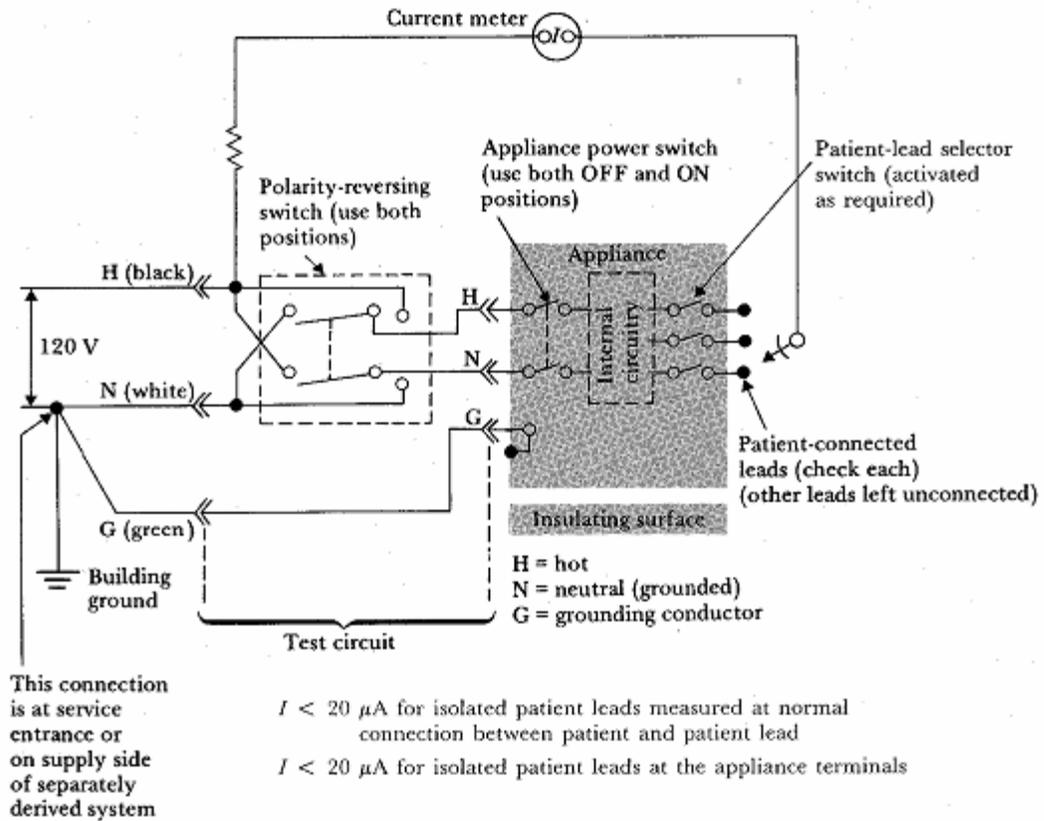


Figura 1.6: Comprobación del aislamiento electrodo-tierra a una tensión igual a la de la red.

Los límites establecidos para las corrientes de fuga en equipos electromédicos se muestran en la tabla 1.3.

Tabla 1.3: Límites de corriente de fuga para equipos electromédicos.

Equipo	Fuga de chasis(μA)	Fuga paciente-electrodo(μA)
No diseñado para conectar a pacientes	500	--
Terminales de paciente no aislados	100	50
Terminales de paciente aislados	100	10

Los valores de corrientes de fuga admisibles dependen del tipo de protección ofrecida por el equipo y la situación de operación del mismo, según se indica en la tabla 1.4.

Tabla 1.4: Indicación del grado de protección.

Tipo de equipo	Usado para:	Corriente de fuga de cubierta permitida	
		Condición normal	Condición de 1 ^{ra} falla
TIPO B	Fuente interna de energía	0,1 mA	0,5 mA
TIPO BF	Parte aplicada aislada de tierra, tipo F	0,1 mA	0,5 mA
TIPO CF	Aplicaciones cardíacas directas	10 μ A	0,5 mA (50 μ A de fuga al paciente)
TIPO H	Seguridad similar a equipos electrodomésticos	0,25 mA	0,5 mA

1.5 Analizadores de seguridad eléctrica.

Los analizadores de seguridad eléctrica son equipos comerciales que se utilizan para comprobar y verificar el estado del equipamiento médico [1] [12].

Estos analizadores realizan pruebas de seguridad eléctrica en correspondencia con las exigencias de determinadas normas de cómo la AAMI, la UL-544 y las normas NFPA-99. Son equipos portátiles y digitales que analizan la pérdida de tierra de los equipos, las fugas de corrientes, el sobrevoltaje y las pruebas de resistencia con respecto a tierra. Realizan los chequeos de seguridad eléctrica rápidos en los sistemas eléctricos, los dispositivos médicos, y la instrumentación fisiológica. Actualmente predominan los que realizan las pruebas de corrientes de fugas utilizando la norma de la AAMI. [12] [13] [14] [15].

Otros equipos que auxilian la evaluación de parámetros de seguridad eléctrica son los detectores de continuidad y los detectores de aislamiento. Los primeros detectan posibles

cortocircuitos entre cables al mismo tiempo que miden que exista un camino físico entre dos puntos de un equipo [1]. Los detectores de aislamiento son utilizados para detectar la corriente de primer fallo en sistemas de alimentación aislados. También denominado monitor de aislamiento de línea (LIM) o detector dinámico de tierra, este dispositivo mide alternativamente las corrientes de fugas resistiva y capacitiva entre conductores y tierra [1].

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

En el presente capítulo se describen propuestas de soluciones y el análisis de las posibles variantes de diseño. Se detallan los procedimientos seguidos para la evaluación de factibilidad de las variantes propuestas, a partir del uso de herramientas de simulación.

2.1 Diagrama general del circuito de medición.

El sistema propuesto para la verificación eléctrica de equipos en entorno hospitalario tiene el diagrama general que se muestra en la figura 2.1. Además de los bloques destinados a la adquisición de los parámetros que se miden, el sistema cuenta con un bloque destinado a la comunicación con una computadora. Los amplificadores operacionales utilizados son el tipo TL084 (Anexo 3). Para el control del sistema se utiliza el procesador PSoC CY8C27443 [16], de Cypress Microsystem.

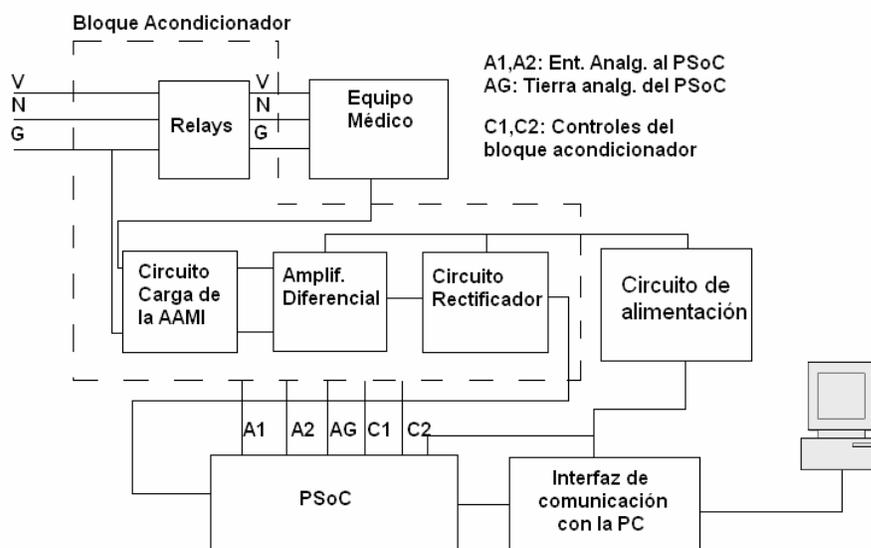


Figura 2.1: Diagrama en bloques simplificado de la arquitectura del circuito de medición.

2.1.1 Bloque de conmutación.

La medición de las corrientes de fuga en las distintas configuraciones presupone la repetición de la medición para condiciones diferentes de conexión a la línea de alimentación del equipo que se está comprobando. Las variantes propuestas por las normas son las indicadas en la tabla 2.1.

Tabla 2.1: Variantes de interconexión de terminales del equipo a la línea.

Vivo equipo	Neutro equipo	Tierra equipo
Vivo Línea	Neutro Línea	Tierra Línea
Neutro Línea	Vivo Línea	Tierra Línea
Vivo Línea	Neutro Línea	Abierto
Neutro Línea	Vivo Línea	Abierto

Para controlar la conmutación se utilizaron componentes discretos y relays para lograr manejar con seguridad los voltajes de línea. El esquema utilizado se muestra en la figura 2.2.

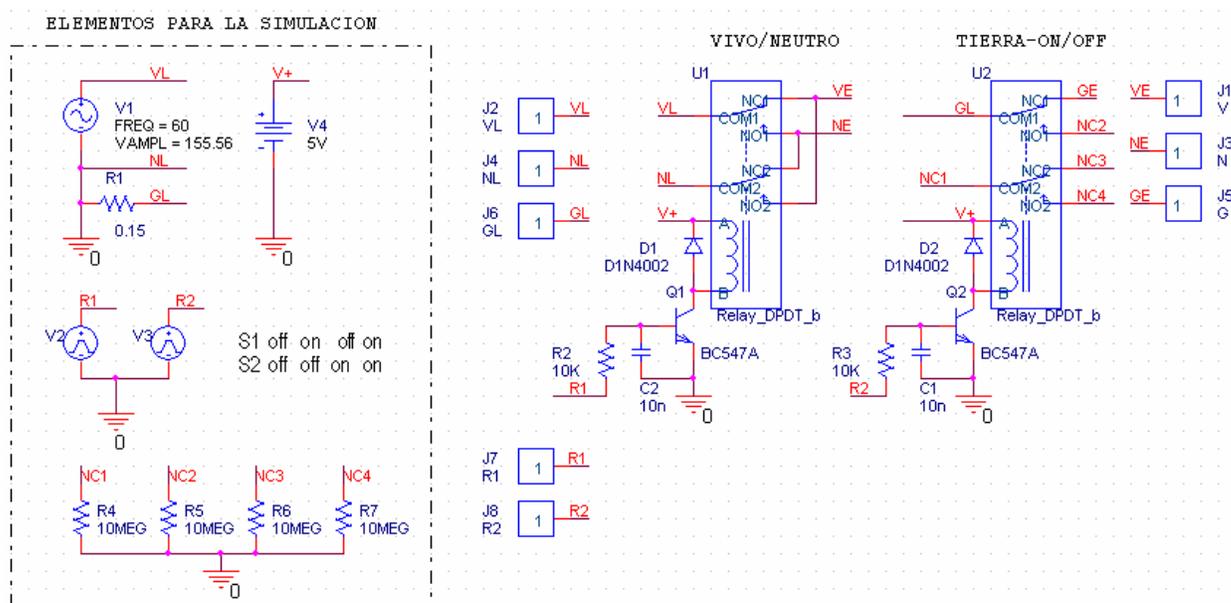
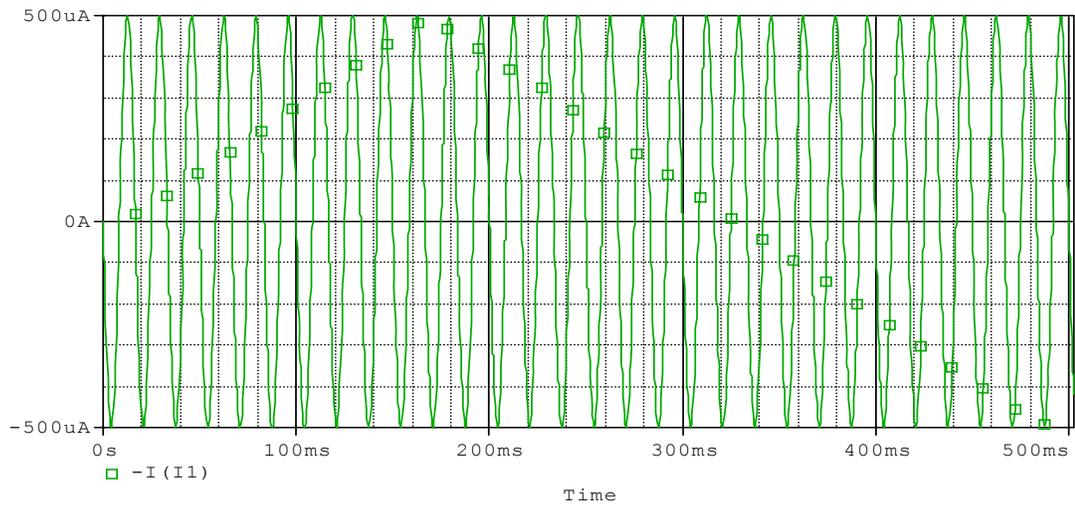


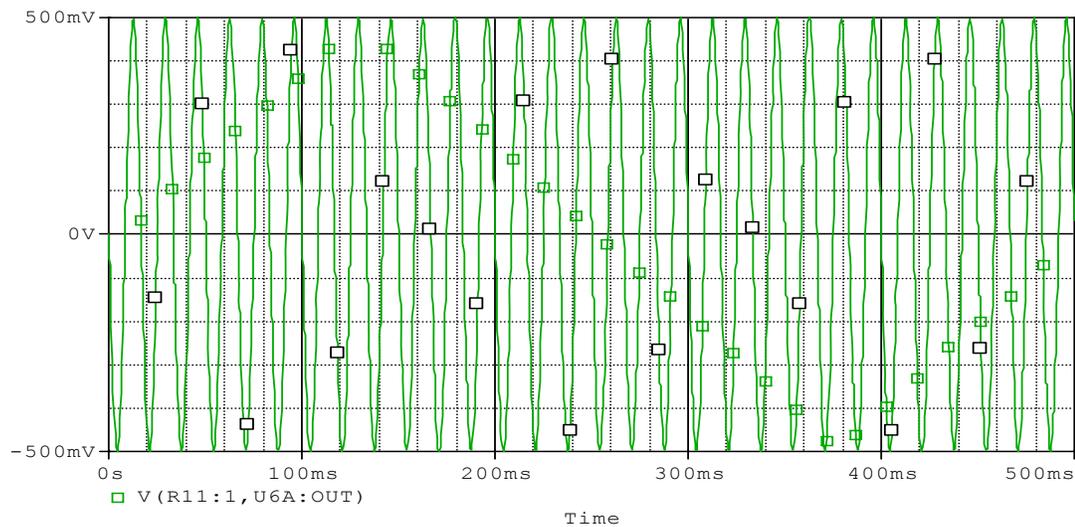
Figura 2.2: Circuito para la conmutación de la alimentación del equipo bajo prueba.

2.1.2 Circuito de carga propuesto por la AAMI.

Para la medición de las corrientes de fuga se utiliza el circuito de carga propuesto por la AAMI que permite obtener en su salida un voltaje en milivoltios igual en magnitud a la corriente medida en microamperes [17]. Los resultados de las simulaciones se muestran en la figura 2.3.



a)



b)

Figura 2.3: Mediciones en el circuito de carga propuesto por la AAMI. a) Corriente de entrada. b) Voltaje a la salida.

2.1.3 Amplificador diferencial.

Para la amplificación de la salida del circuito de la AAMI se utilizó el esquema mostrado en la figura 2.4. Esta configuración permite una mejor inmunidad ante ruidos de modo común.

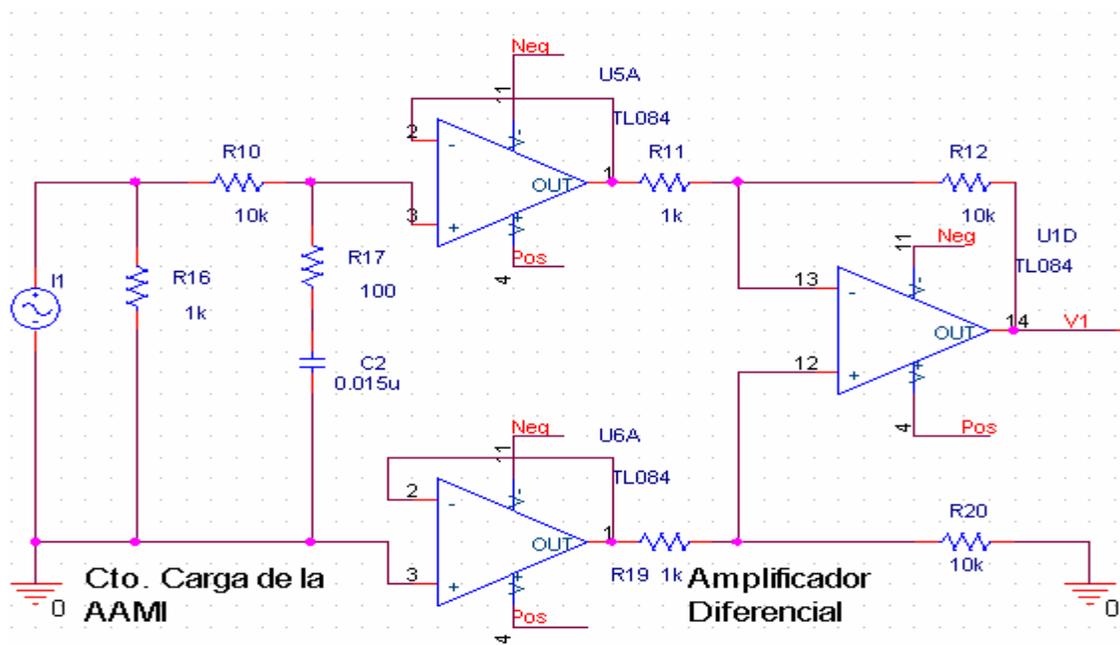


Figura 2.4: Circuito de Carga propuesto por la AAMI y Amplificador Diferencial con ganancia 10.

Para cubrir completamente el rango dinámico de 5V del convertidor A/D del PSoC se realizaron los cálculos de la ganancia necesaria, tomando como el valor de 500uA como el máximo de medición. Teniendo en cuenta que el voltaje en la salida del amplificador diferencial se determina mediante

$$V1 = R12/R11 * Vi \quad (1)$$

y considerando que debe obtenerse una salida de 5V para un voltaje de lectura máximo (V_i) de 500mV, la ganancia necesaria para el amplificador es de 10.

Según (1), se tomaron valores de R12 y R20 iguales a 10k, R11 y R19 iguales a 1k, para lograr la ganancia requerida, figura 2.5.

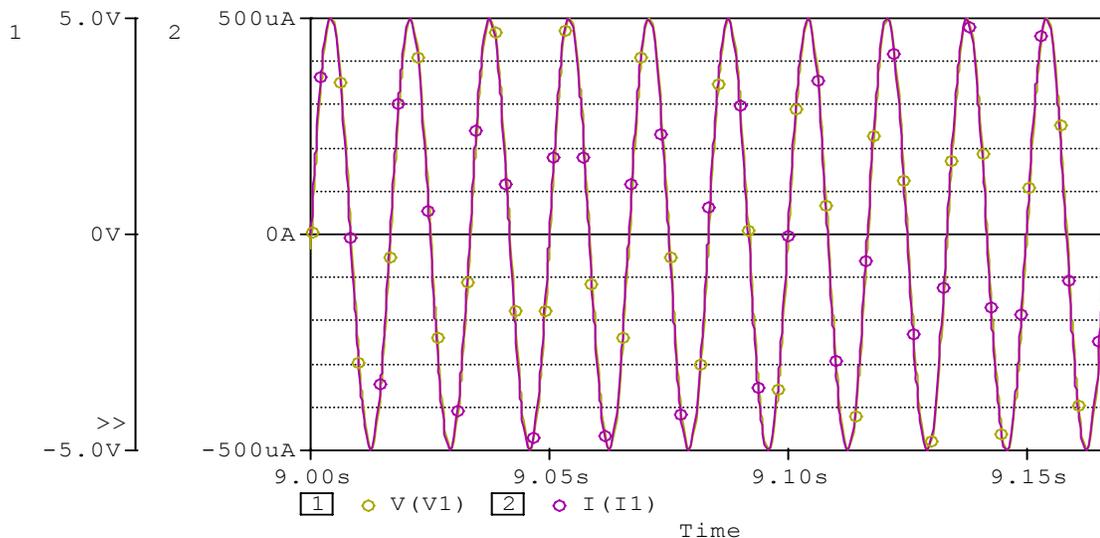


Figura 2.5: Corriente de fuga medida y voltaje a la salida del amplificador diferencial.

2.1.4 Circuito rectificador de onda completa.

Para la obtención del valor RMS correspondiente a la corriente medida se utilizó un rectificador de precisión, indicado en la figura 2.6. Se utilizó un capacitor para filtrar la señal a la salida del rectificador. Las resistencias se tomaron con valor de 1k y deben ser de película metálica pues presentan buena estabilidad y características de ruido. Las resistencias se tomaron con una tolerancia de 1% de acuerdo con las exigencias del circuito de medición. En este circuito el voltaje de salida es proporcional al valor absoluto del voltaje de entrada tal como se muestra en la figura 2.7.

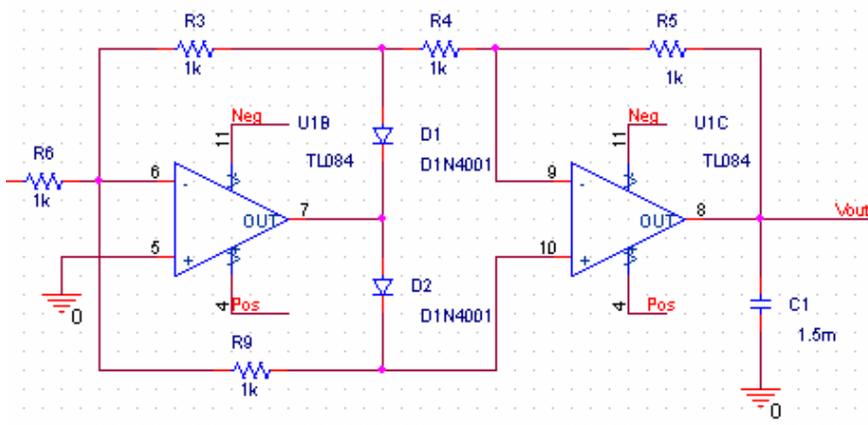


Figura 2.6. Circuito Rectificador de Onda Completa.

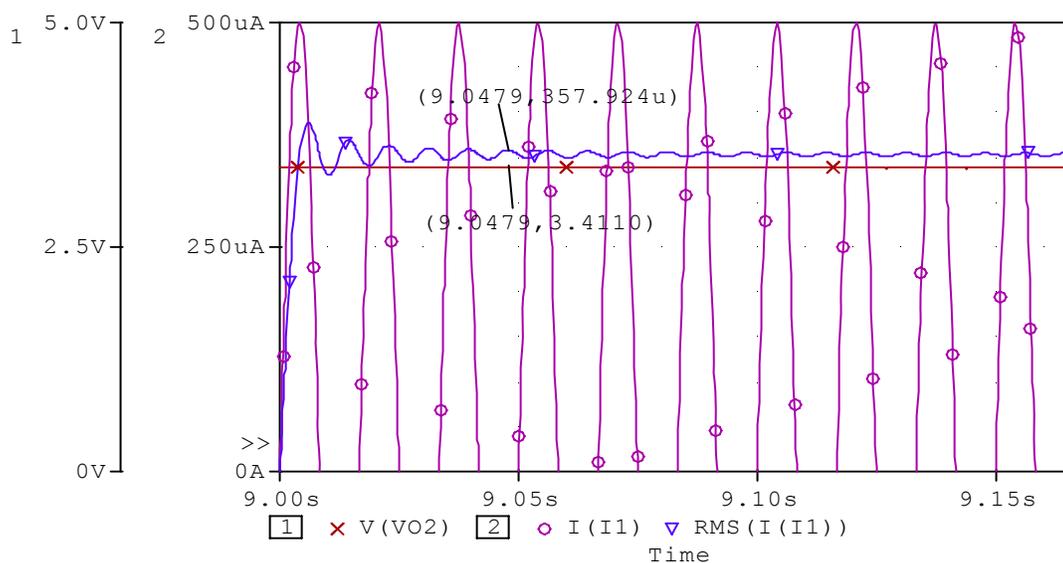


Figura 2.7: Voltaje a la salida del circuito rectificador de onda completa.

2.1.5 Circuito de Alimentación.

La alimentación de los amplificadores operacionales utilizados en el diseño es de $\pm 12V$. Para protegerlos de la aplicación de un voltaje inverso se ponen diodos. Se utilizan, además, capacitores de cerámica para limitar la respuesta a las altas frecuencias y reducir la posibilidad de ocurrencia de oscilaciones. Para mantener el voltaje de la carga se utiliza el capacitor de $47\mu F$ (C16).

Se utiliza en el sistema una fuente de 5V que provee de energía al PSoC y a la interfaz para la comunicación con la PC, figura 2.8. Se utiliza el regulador integrado LM 7805 (Anexo 4) el cual es capaz de suministrar hasta 1A de corriente para el funcionamiento de los dispositivos, además puede operar con un voltaje mínimo de entrada de 7V. Algunas de las características más importantes del regulador LM7805 se indican en la tabla 2.2.

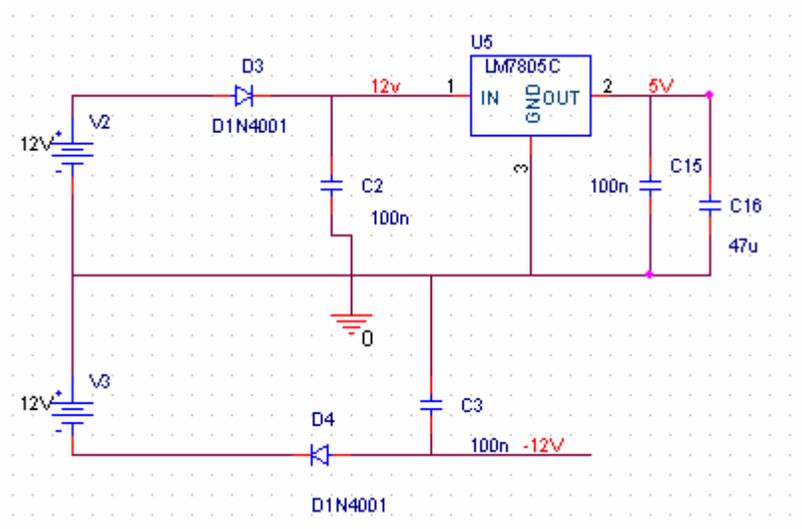


Figura 2.8: Circuito de alimentación.

Tabla 2.2: Características del regulador LM7805.

Parámetro	Valor
Voltaje de salida	5V
Corriente máxima de salida	1A
Regulación típica de carga	0.1%
Voltaje de entrada mínimo	7V
Voltaje de entrada máximo	35V

2.2 Interfaz de comunicación con la computadora.

Para el intercambio de información entre el sistema y una PC pueden ser utilizadas diferentes variantes dadas las posibilidades del procesador utilizado, que permite la comunicación mediante las interfaces IrDA, RS232 y USB [18] [19] [20] .

En el sistema que se diseñó se utilizó para la comunicación con la PC el puerto serie RS232 por ser de fácil manejo y ser una magnífica opción para nuestros requerimientos.

2.2.1 Interfaz RS-232.

El puerto serie RS-232 es una de las formas más comúnmente usadas para realizar transmisiones de datos entre ordenadores y dispositivos como equipamiento médico. Las señales con las que trabaja este puerto serie son digitales, de +12V (0 lógico) y -12V (1 lógico), para la entrada y salida de datos, y a la inversa en las señales de control. El estado

de reposo en la entrada y salida de datos es -12V. Dependiendo de la velocidad de transmisión empleada es posible tener cables de hasta 15 metros [21] [22].

Antes de iniciar cualquier comunicación con el puerto RS232 se debe de determinar el protocolo a seguir dado que el estándar no permite indicar en qué modo se está trabajando. El diseñador debe decidir y configurar ambas partes antes de iniciar la transmisión de datos. Los parámetros a configurar son los siguientes:

- Formato de datos (número de bits-paridad-bits de parada)
- Velocidad de puerto
- Protocolo de control de flujo (RTS/CTS o XON/XOFF).

La conexión física se realiza mediante conectores tipo DB9 o DB25 [23] [24] [25]. Los pines del conector DB9 tienen la distribución indicada en la figura 2.9.

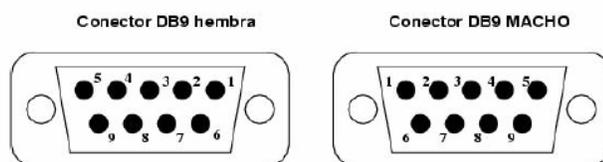


Figura 2.9: Pareja de conectores DB9.

Las funciones de los pines del conector DB9 se detallan en la tabla 2.3:

Tabla 2.3: Características de los pines del puerto serie.

Conector 25 pines	Conector 9 pines	Nombre	Descripcion
1	1	-	Masa chasis
2	3	TxD	Transmit Data
3	2	RxD	Receive Data
4	7	RTS	Request to send
5	8	CTS	Clear to send
6	6	DSR	Data Set Ready
7	5	SG	Signal Ground
8	1	DCD	Data Carrier Detect
15	-	TxC	Transmit Clock
17	-	RxC	Receive Clock
20	4	DTR	Data Terminal Ready
22	9	RI	Ring Indicator
24	-	RTxC	Transmin/Receive Clock

2.3 Circuito adaptador de niveles.

Como la señal procedente del PSoC está comprendida entre los 0 y 5 V y los niveles de voltaje del puerto serie de la PC son de ± 12 V, se necesita ajustar dichos niveles [26]. Para ello se puede utilizar el circuito integrado MAX232 [27] [28], o el HIN232CP [29], los

cuales permiten convertir señales TTL/CMOS a RS-232. También puede usarse un circuito alternativo sencillo y de bajo costo que reemplaza el MAX232, utilizando transistores complementarios [30]. Esta última opción fue la elegida, obteniéndose una interfaz formada por componentes discretos. El circuito aprovecha la alimentación del puerto serie desde la PC para generar los niveles RS232, figura 2.10.

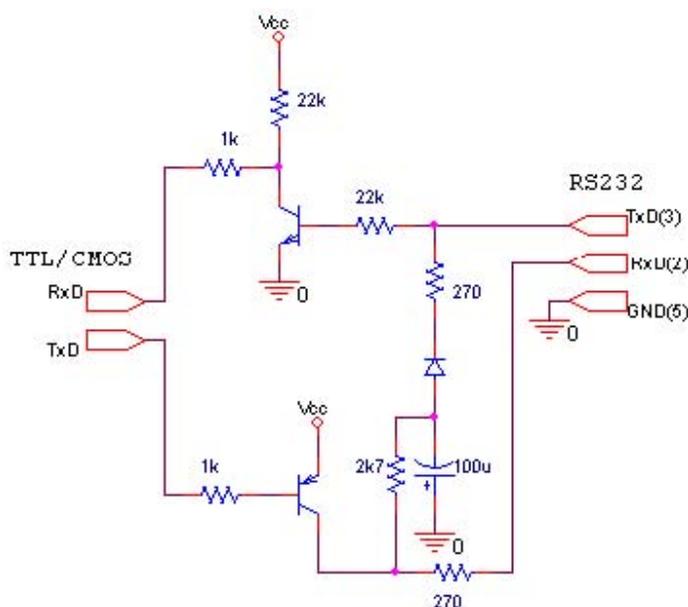


Figura 2.10: Convertidor de niveles TTL/RS232

En la conversión de niveles de RS232 a TTL opera el transistor NPN, que entra en corte y saturación con los niveles RS232 de “1” (-12V) y “0” (+12V) respectivamente. Esto produce en el colector niveles cercanos a V_{cc} (“1” TTL) y 0v (“0” TTL). La conversión de niveles TTL a RS232 es realizada mediante el transistor PNP, de forma similar. En este caso el voltaje de -12V a la salida se obtiene gracias al capacitor de 100 μF que se carga a partir de los niveles presentes en la línea TxD.

2.4 Simulación del sistema.

Para la realización del circuito diseñado y creación del impreso se decidió utilizar el paquete Multisim/Ultiboard 10.1 y OrCAD como poderosas herramientas de ayuda al diseño y simulación.

2.4.1 Multisim / Ultiboard.

Multisim es una herramienta ampliamente usada en el campo profesional, gracias a su potente entorno interactivo, no requiere un conocimiento amplio en simulación, ni una amplia experiencia en el uso de herramientas de simulación. Con Multisim se realiza captura, simulación y postprocesado en el mismo entorno [31], lo que elimina los altos costos de realizar el diseño en múltiples etapas repetitivas, asegurando la alta calidad en la simulación y medidas en el diseño. La familia de productos a nivel profesional de Multisim (Base, Full y Power Pro) ofrece un amplio conjunto de herramientas para los diseñadores profesionales:

- Entorno de diseño intuitivo
- Cableado sin modelado y colocación
- Instrumentos virtuales interactivos
- Asistentes para creación automática de circuitos
- Rubberbanding sobre componentes y cableado
- Fácil exportación al diseño PCB usando NI Ultiboard
- 24 tipos de análisis
- Más de 16 000 componentes, todos con modelos listos para ser simulados
- Fácil adición de nuevas partes y modelos de simulación
- Simulación con microcontroladores y co-simulación VHDL
- Intercambio de información e instrumentos desde y hacia LabVIEW y Signal Express

Ultiboard es una herramienta intuitiva para el diseño de circuitos impresos. Los usuarios pueden hacer diseños PCB usando los existentes desde Multisim o realizándolos desde el inicio, usando las partes que conforman la amplia base de datos de Ultiboard [32]. Ultiboard contiene múltiples características que ahorran tiempo y ayudan al usuario, entre ellas la posibilidad de observar el resultado final en 3D del diseño tiene un gran valor.

2.4.2 OrcaD.

El sistema OrCAD ofrece una solución integrada para diferentes tipos de diseños electrónicos: analógicos, digitales y mixtos. El procesamiento de la información correspondiente a los sistemas electrónicos diseñados abarca desde la etapa de captura de los esquemas, pasando por la simulación, hasta el diseño del circuito impreso. Este sistema se utilizó principalmente en la realización de análisis avanzados, por la facilidad para la configuración y el procesamiento de la información generada en análisis paramétricos y estadísticos [33].

2.5 PsoC.

A partir del año 2000 se ha desarrollado una nueva tecnología en el campo de los sistemas empotrados. Es entonces cuando surgen los PSoC que no son más que los sistemas programables en una pastilla de la compañía Cypress Microsystems. Estos dispositivos son totalmente programables y están compuestos por un número de familias. Entre la más conocida está la familia “CY8C2XXXX” [34].

Se decidió utilizar el PSoC de la serie CY8C27443 para el control de los relays y el almacenamiento, acondicionamiento, conversión y transmisión de las corrientes medidas. La elección se fundamenta en que este dispositivo posee un total de 8 bloques digitales conjuntamente con 12 bloques analógicos y una CPU empotrada de 8 bits para la implementación de diferentes aplicaciones con la ventaja de ser completamente configurable. Todo se encuentra incluido en un circuito empotrado de 28 terminales con un precio comercial que se encuentra por debajo de los 4.00 USD/unidad. Ofrece la facilidad de definir las funciones a realizar en el momento de su ejecución ya que permite la re-configuración dinámica. Los terminales de entrada/salida son configurables y pueden entregar hasta 10mA y recibir 25mA, además de esto existen 4 terminales con capacidad de entrega de 40mA [34].

Otra de las ventajas que ofrece este procesador es la variedad que permite tanto en las referencias como en el potencial de tierra, teniéndose:

- $V_{BandGap}=1.6V$ para sistemas de voltaje absoluto.
- $V_{dd}/2=2.5V$ para sistemas radio-métricos.

- Vref para referencias externas.

El dispositivo posee además una memoria de programa flash con una capacidad de 16KBytes la cual cuenta con protección robusta de lectura/escritura. También cuenta con 256 bytes de SRAM y la emulación de EEPROM en flash [34].

Los PSoC ofrecen múltiples ventajas para el acondicionamiento de señales, al tener amplificadores operacionales con bajo offset de entrada (5 mV) y bajo ruido (80 nV/Hz), amplificadores de ganancia programable (hasta 48×) y amplificadores de instrumentación (topologías de dos y tres operacionales), con razón de rechazo al modo común de unos 60 dB. La ganancia DC en lazo abierto de los amplificadores es de 80 dB, el ancho de banda para ganancia unitaria es de 12 MHz y la razón de cambio es de 8 V/s, mientras que los resistores no difieren en más de 0,5 % [35] [36] [37].

Existe además una amplia gama de filtros que se pueden configurar a la medida del acondicionamiento requerido. Tanto la referencia como el potencial de tierra pueden ser seleccionados de acuerdo a la aplicación de que se trate: VBandGap para sistemas de voltaje absoluto, Vdd/2 para sistemas radio-métricos y referencia externa, Vref, para incrementar flexibilidad [36] [37] [38] [39] [40].

El CY8C27443 posee multiplexores de 4 y 8 entradas analógicas. Para implementar los filtros anti-aliasing cuenta con topologías de filtros paso-bajo activos con bloques de tiempo continuo, que son las más recomendadas pero también se dispone de configuraciones basadas en bloques de capacitores conmutados (también útiles en el acondicionamiento general), que no requieren de ninguna componente externa [38] [39] [40]. La configuración de amplificador de instrumentación con tres operacionales (última etapa con capacitores conmutados) puede sincronizarse con los convertidores A/D, por lo que no requieren de bloques de muestreo/retención.

Los convertidores A/D incluidos son varios, con diferentes resoluciones y utilizan métodos de conversión diversos como por ejemplo:

- Convertidor incremental.
- Convertidor de aproximaciones sucesivas.
- Convertidor Sigma-Delta.
- Convertidor Dual.

Los convertidores A/D anteriormente mencionados cuentan con resoluciones desde 6 hasta 14 bits y anchos de banda que permiten velocidades desde 2 hasta 40 000 muestras/s. Según el convertidor seleccionado para realizar la aplicación se puede llegar a usar hasta 4 bloques digitales de los recursos del PSoC [34].

El CY8C27443 tiene un núcleo microprocesador empotrado M8C, con arquitectura Harvard, que puede trabajar hasta 24 MHz (4 MIPs). Además, contiene un multiplicador por hardware, que permite implementar funciones básicas de procesamiento digital, así como el control de los convertidores, amplificadores, filtros y demás bloques del sistema. Este dispositivo da múltiples opciones de comunicación, destacándose el chequeo que puede realizar de redundancia cíclica (CRC) de 2 a 16 bits, así como la implementación de los estándares: I2C (de Philips), SPI y UART (para comunicación serie), e IrDA (por infrarrojo). Además, existen algunos dispositivos de la familia capaz de comunicarse inalámbricamente. El CY8C27443 resulta adecuado desde el punto de vista de su bajo consumo, incluso a alta velocidad, presentando flexibles modos de reposo (*sleep*), con corrientes tan bajas como 3 μ A. Sus voltajes de trabajo van desde 3V hasta 5,25V, aunque puede ser bajado a 1V, usando SMP (*switch mode pump*).

2.5.1 Configuración del PSoC.

Se ha configurado el PSoC para realizar en el mismo los pasos de amplificación, filtrado y conversión A/D de los parámetros medidos. Se ha implementado además la comunicación serie con la computadora.

La etapa de amplificación, realizada con un amplificador de ganancia programable, PGA, tiene ganancia unitaria consume un bloque analógico, de color violeta en la figura 2.11. De esta forma se utiliza su alta impedancia de entrada y la razón de rechazo al modo común. La entrada a este bloque se conecta al puerto 0_1.

Se utiliza un filtro pasa bajo Bessel que es implementado con dos bloques analógicos, de color azul en la figura 2.11. Este tipo de filtro no introduce distorsión de fase, tiene ganancia unitaria, y una frecuencia de corte de 1 Hz. Su entrada está conectada a la salida del PGA.

Para el convertidor A/D se ha escogido la configuración *sigma-delta* de 8 bits (*DELSIG8*) que utiliza un bloque analógico y uno digital, en color verde en la figura 2.11. Se conecta su entrada a la salida del filtro pasa bajo Bessel. Este tipo de convertidor es más inmune al ruido. La tasa de muestreo del convertidor A/D es de 8m/s (*SampleRate*) por ser esta suficiente para adquirir las 8 muestras en un rango razonable de tiempo, el reloj del mismo, señal *Clock*, está conectado a la salida del PWM8. Es último, de color verde fuerte en la figura 2.11, se utiliza para generar la señal del reloj que necesita el convertidor para su operación.

Para la comunicación serie (*UART*) se utilizan dos bloques digitales del PSoC, destacados en color verde-azul en la figura 2.11. Las señales del bloque TxD y RxD se conectan a los pines 1_2 y 2_3 respectivamente. La frecuencia de transmisión (*BaudRate*) es de 9600 bits/s para la comunicación por el puerto serie.

La señal de reloj necesaria para la operación del convertidor A/D y el UART se obtienen por división a partir del reloj interno del PSoC (*SysCLK*) de 24 MHz (Anexo 4). Los valores para los divisores de frecuencia del convertidor A/D, *Divisor(DELSIG)*, y del UART, *Divisor(UART)*, se determinan según:

$$Divisor(DELSIG) = \frac{SysClk}{SampleRate \times 1024} \quad (2)$$

$$Divisor(UART) = \frac{SysClk}{BaudRate \times 8} \quad (3)$$

El programa realizado para el PSoC (Anexo 5) permite el procesamiento de los resultados de las mediciones de las corrientes de fuga. Los cálculos realizados se guardan en la memoria para su posterior descarga hacia la PC donde podrán ser comparados con los establecidos en estándares internacionales (Anexo 6).

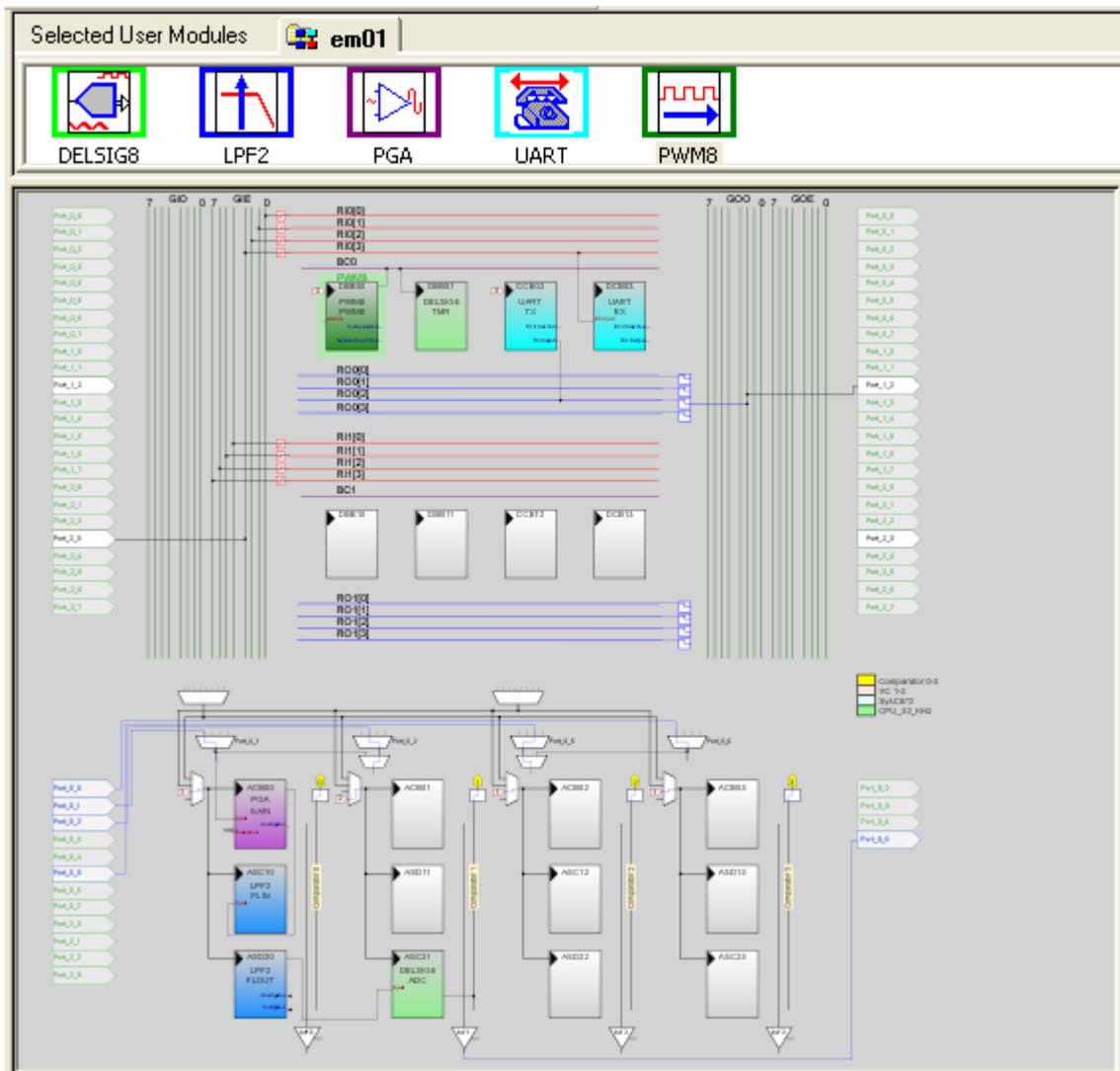


Figura 2.11: Bloques utilizados en el PSoC.

CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Este capítulo presenta los resultados obtenidos en las simulaciones realizadas al sistema diseñado, así como el circuito impreso de los bloques componentes. Se realiza un análisis económico del sistema para ofrecer un estimado del total del mismo.

3.1 Bloque de conmutación

El circuito conmutador permite controlar desde el procesador la configuración deseada para la alimentación del equipo bajo prueba, en dependencia de la variante de corriente de fuga a medir. En el bloque se utilizan las entradas R1 y R2 para establecer la configuración, según se indica en la tabla 3.1.

Tabla 3.1: Configuración de variantes alimentación del equipo.

	Alimentación del equipo			Control	
	Vivo	Neutro	Tierra	R1	R2
Línea	Vivo	Neutro	Tierra	0	0
	Neutro	Vivo	Tierra	1	0
	Vivo	Neutro	Abierto	0	1
	Neutro	Vivo	Abierto	1	1

En el esquema mostrado en la figura 2.2, la activación del relay U1, VIVO/NEUTRO, permite el intercambio de las entradas neutro y vivo del equipo con las correspondientes a la línea de alimentación. El relay U2 se utiliza para conectar y desconectar el tercer conductor del equipo a la línea de tierra física de la instalación. En la figura 3.1 se muestra la simulación de la activación del relay VIVO/NEUTRO mediante la señal R1.

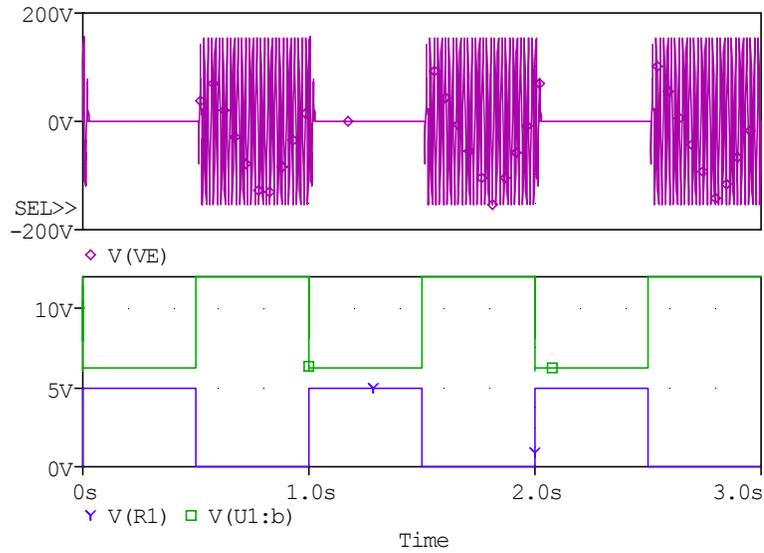


Figura 3.1: Simulación de la activación del relay VIVO/NEUTRO.

3.1.1 Tarjeta impresa del bloque de conmutación.

El circuito impreso para el bloque conmutador fue realizado utilizando el OrCAD Layout. La tarjeta diseñada se muestra en la figura 3.2.

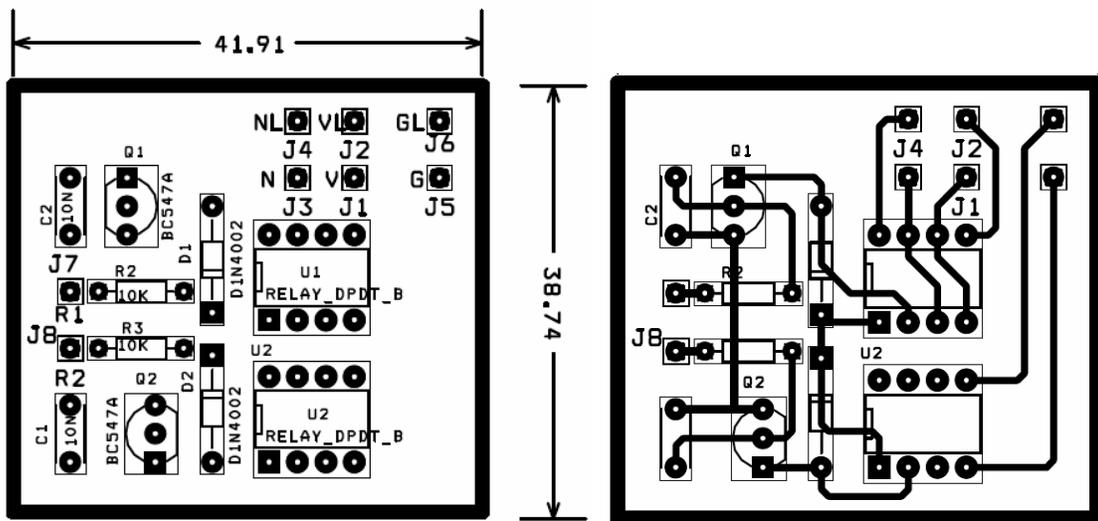


Figura 3.2: Tarjeta impresa del bloque de conmutación.

3.2 Circuito de medición de corriente.

La medición de la corriente se realiza utilizando el circuito mostrado en la figura 3.3. En el mismo se han utilizado los bloques descritos anteriormente, incorporando dos buffers a la

salida del circuito de la AAMI, para evitar el efecto de carga al mismo, con la consecuente variación del nivel de voltaje y la no correspondencia entre el mismo y la corriente que se mide.

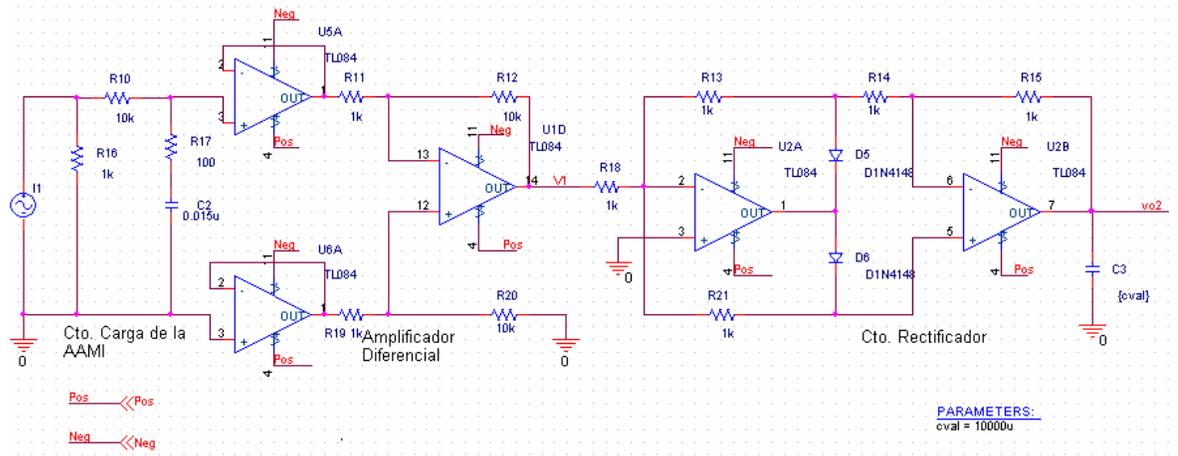


Figura 3.3: Diseño del circuito para la medición de corrientes de fuga.

3.2.1 Influencia de la capacitancia en la amplitud del rizado a la salida.

Se realizaron simulaciones utilizando análisis paramétrico para determinar la influencia del valor de la capacitancia en la amplitud del rizado a la salida del rectificador de precisión.

Se utilizó un valor de $500 \mu\text{A}$ para la fuente de corriente, que representa el valor máximo a medir. Se tomaron valores de capacitancia desde los 5mF hasta 20mF , observando una disminución del rizado al aumentar la capacitancia.

En la figura 3.4 se muestran los resultados del análisis de comportamiento de la amplitud del rizado a la salida del rectificador en función del valor de la capacitancia de salida.

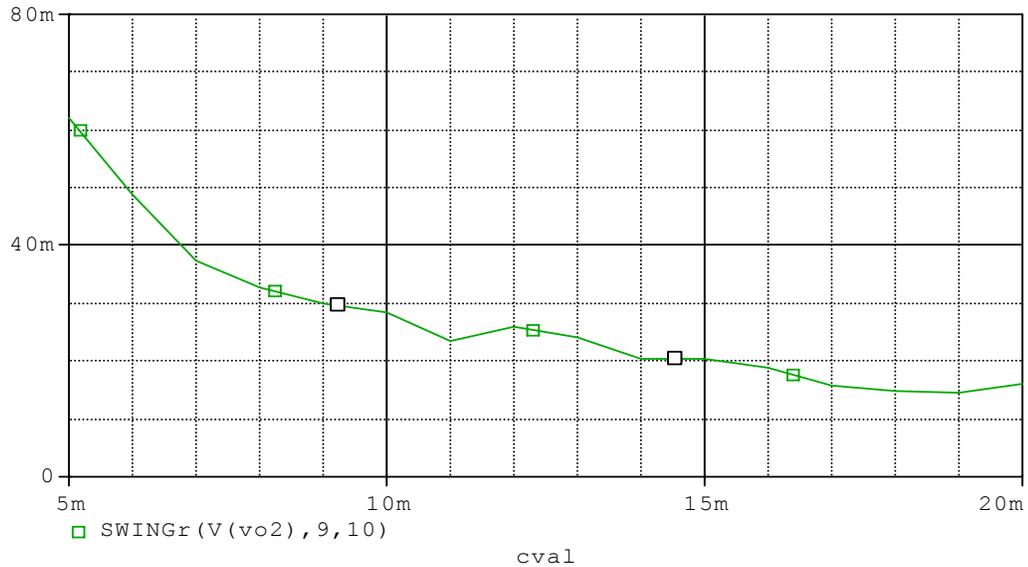


Figura 3.4: Amplitud del rizado a la salida del rectificador en función del valor de la capacitancia de salida.

3.2.2 Cálculo del error en la medición.

Calculando el ruido de cuantificación para el convertidor A/D de 8 bits de resolución del PSoC se establece que la amplitud del rizado no debe sobrepasar los 9.8 mV para no desaprovechar la resolución del convertidor. Esto significa un error en la medición de la corriente de fuga de 1uA.

Tomando como valor de capacitancia 10mF esto equivale a una amplitud del rizado de 28mV para lo que se calcula un error de 2.8uA en la medición de la corriente de fuga.

3.2.3 Influencia de las tolerancias a la salida del circuito.

Mediante el análisis de Monte Carlo se determinaron cómo influyen las tolerancias de los componentes en el comportamiento de la salida del circuito (Figura 3.5). Se tomaron en cuenta tolerancias de 1% para los resistores y del 20% para los capacitores.

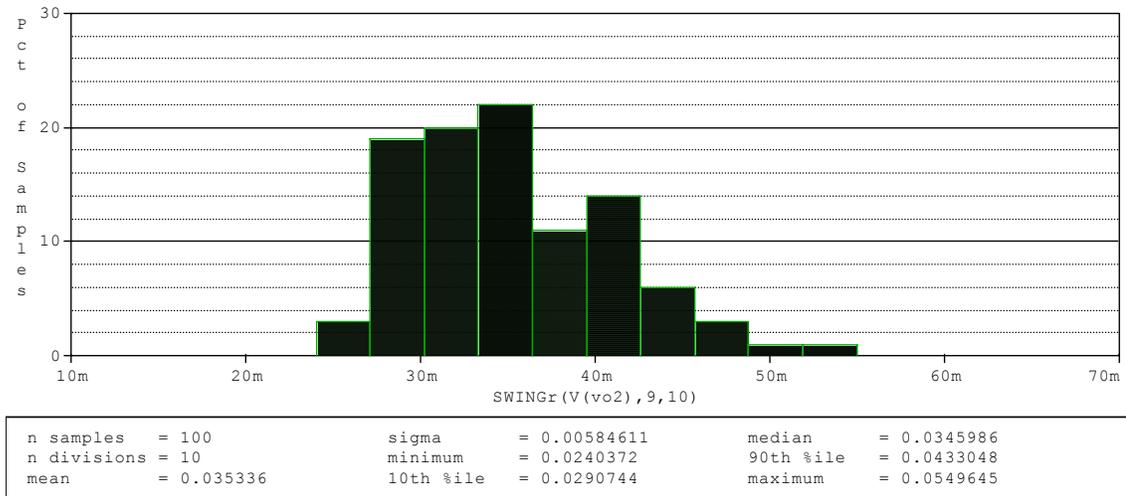


Figura 3.5: Influencia de las tolerancias a la salida del circuito.

Aunque el valor medio del voltaje a la salida es casi el mismo para todos los casos (Tabla 3.2), se observa que para las resistencias con tolerancias de 1% y los capacitores con tolerancias de 20% el rizado del voltaje a la salida es menor y su mayor porcentaje se concentra en los niveles más bajos, lo que hace más estable la medición.

Tabla 3.2: Amplitud del rizado a la salida.

Tolerancia de las resistencias	Amplitud del rizado			Capacitancia
	Máx.	Media	Mín.	
1%	0.0549645	0.0345986	0.0240372	10000uf 20%
1%	0.048304	0.0343716	0.0256198	10000uf 10%
10%	0.0461757	0.0352706	0.0265229	10000uf 10%
10%	0.059528	0.0357641	0.0248346	10000uf 20%

3.2.4 Análisis real del prototipo.

El montaje real del circuito se realizó con componentes recuperadas de otros equipos ya inutilizados y otros componentes como el TL084 fueron adquiridos en distribuidores nacionales de componentes. Las resistencias utilizadas en los diseños realizados se consideraron con tolerancias muy pequeñas, hasta de 1%, lo que hace muy difícil utilizarlas para realizar el montaje real por ser estas muy escasas. Se utilizaron resistencias de 5% de tolerancia que fueron recuperadas de equipos ya inutilizados.

Las comprobaciones del diseño real fueron realizadas con el osciloscopio digital Tektronix DPO3014 el cual posee un muestreo digital a 2.5 gigamuestras / segundo lo cual permite analizar detalladamente las señales involucradas en este trabajo. El osciloscopio brinda facilidades de exportar tanto las imágenes en pantalla (hacia ficheros BMP, Tiff o PNG) como la propia señal adquirida (en un formato propio de Tektronix, con extensión ISF).

Para la verificación del medidor de corriente se aplicó a la entrada del circuito una fuente de voltaje alterno de 60 Hz a través de un potenciómetro fijado en 800Ω . La corriente de fuga se calculó por la caída de voltaje en el potenciómetro, medida con los canales 1 y 2 en el osciloscopio. Los resultados de la medición se muestran en la figura 3.6. El cálculo de esta corriente nos da un valor de $88.5 \mu\text{A}$.

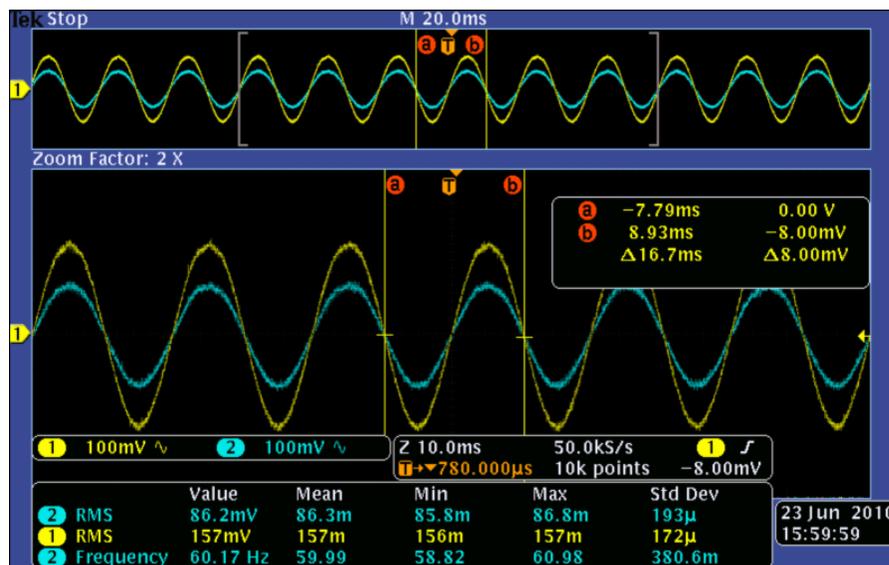


Figura 3.6: Medición indirecta de la corriente de fuga.

En la figura 3.7 muestra el funcionamiento del circuito de carga de la AAMI y del amplificador diferencial. Para la corriente de fuga de entrada de $88.5 \mu\text{A}$ la salida del amplificador diferencial proporciona un voltaje de 846mV , comprobándose así la conversión de microamperes a milivoltios que realiza el circuito de carga de la AAMI y la ganancia de 10 del amplificador.

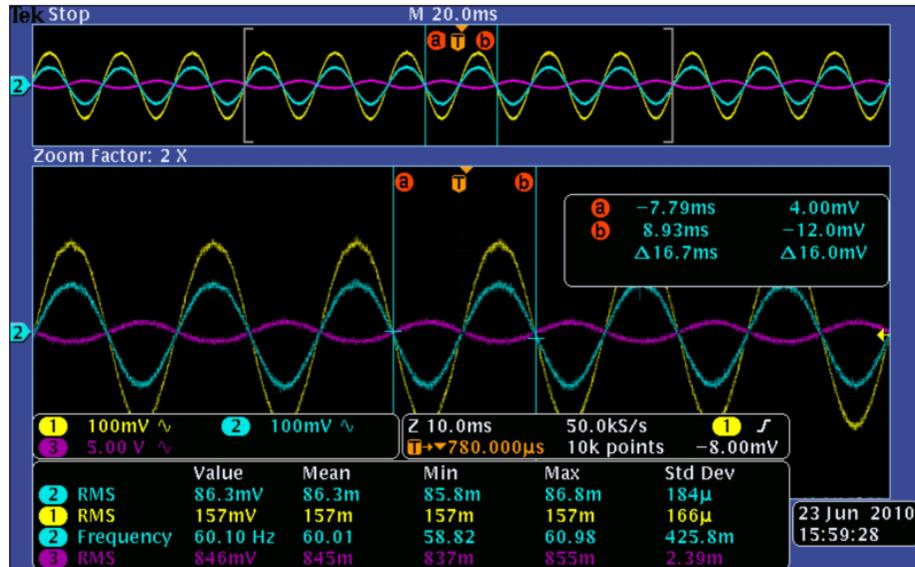


Figura 3.7: Comprobación del circuito de carga de la AAMI y el amplificador diferencial.

3.2.5 Tarjeta impresa del circuito de medición de corriente.

El circuito impreso para el medidor de corriente se desarrolló utilizando el OrCAD Layout. El resultado se muestra en la figura 3.8, en la que se puede observar la ubicación de las componentes en la tarjeta y las dimensiones de la misma.

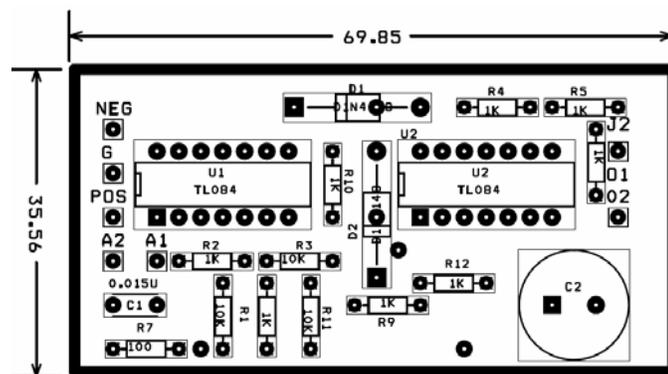


Figura 3.8: Ubicación de las componentes en la tarjeta de circuito impreso

La figura 3.9 es una imagen del trazado de las líneas de cobre. Se han utilizados dos capas para las conexiones. La ubicación de los conectores en los bordes de la tarjeta facilita la manipulación de la misma. Se ha previsto el espacio necesario para la fijación mecánica de este módulo.

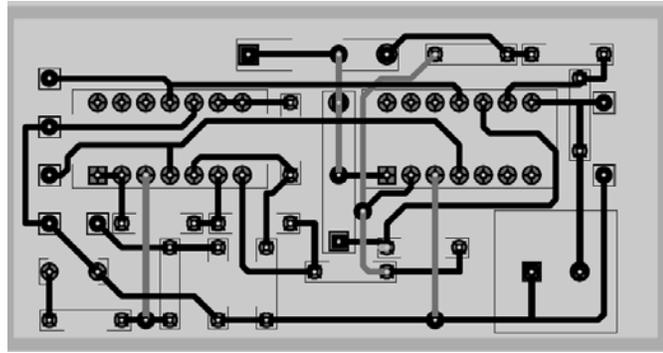


Figura 3.9: Trazado de las líneas de cobre en la tarjeta de circuito impreso.

3.2 Interfaz de comunicación del PSoC con la PC.

Utilizando el OrCAD y el Multisim se realizaron análisis para comprobar el comportamiento del circuito. Se colocaron las resistencias R10 y R9 para simular la impedancia de los conectores del PSoC y del RS232 durante el proceso de la medición, figuras 3.10 y 3.11.

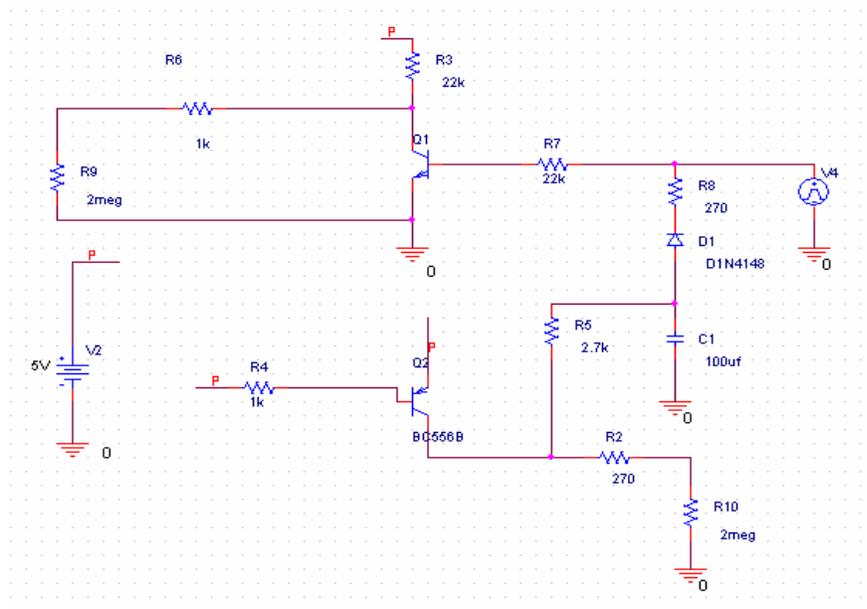


Figura 3.10: Acondicionamiento de la interfaz para la simulación.

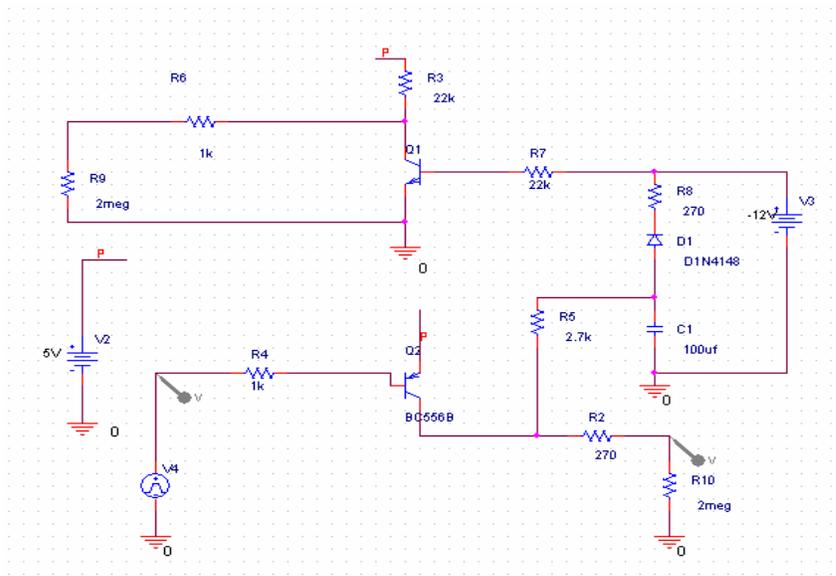


Figura 3.11: Acondicionamiento de la interfaz para la simulación.

En la figura 3.12 se muestra el resultado de la simulación de la conversión de los niveles RS232 a TTL.

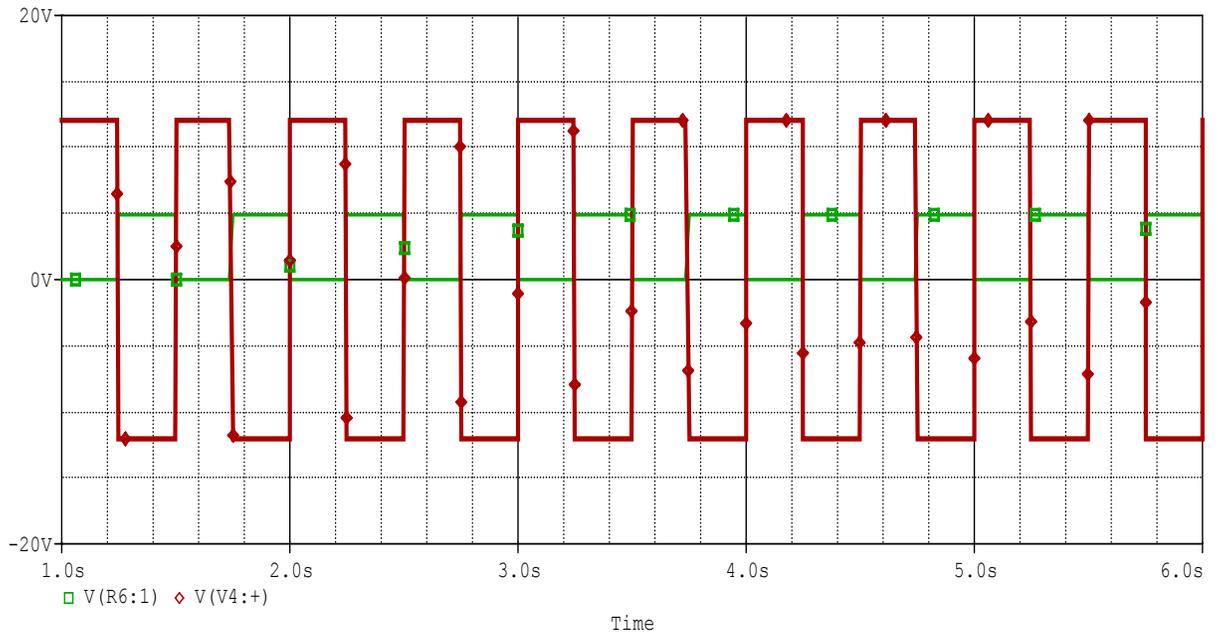


Figura 3.12: Comprobación del funcionamiento de la conversión de RS232 a TTL.

La conversión de niveles de TTL a RS232 se muestra en la figura 3.13.

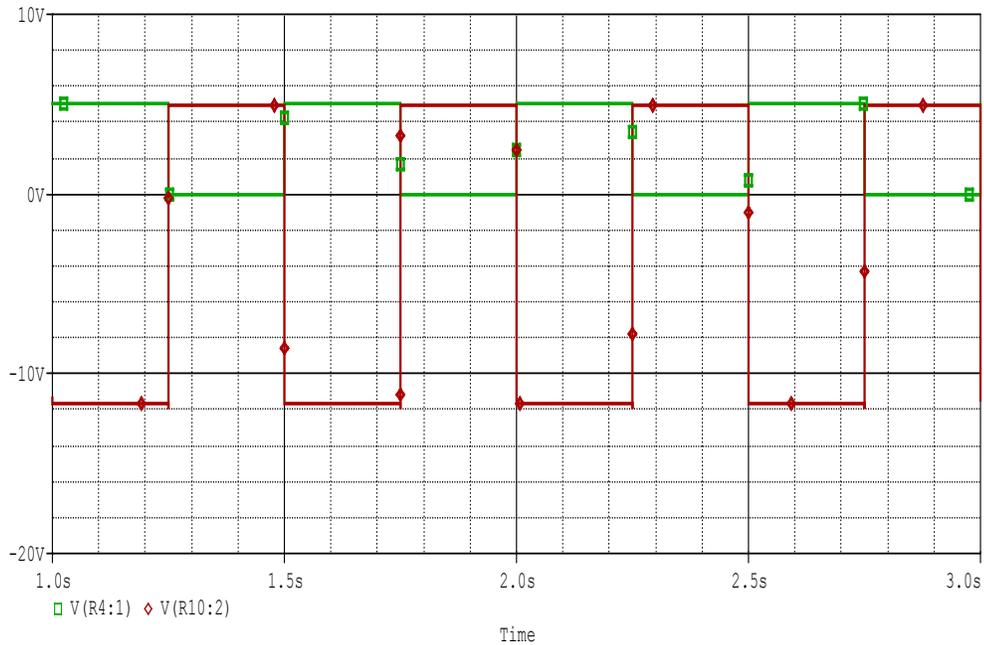


Figura 3.13: Comprobación del funcionamiento de la conversión de TTL a RS232.

3.2.1 Interfaz conectada al PsoC.

Para la comunicación serie de la interfaz con el PSoC se utiliza el UART con una velocidad de transmisión de 9600 bps. Para la recepción se habilitó el pin 3 del puerto 2 y para la transmisión el pin 2 del puerto 1, figura 3.14.

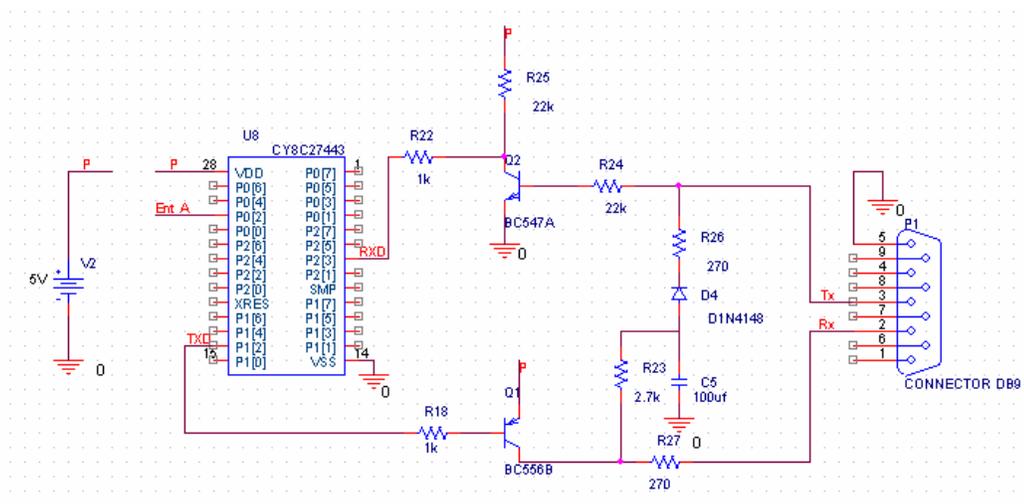


Figura 3.14: Conexión de la interfaz al PSoC y al RS232.

Se realizaron pruebas enviando un carácter desde la PC que es recibido por el PSoC donde es incrementado y transmitido de vuelta a la PC, de esta forma se comprueba el buen

funcionamiento de la interfaz. Se utilizó el PSoC™ ICE-4000 In Circuit Emulator para programar el PSoC CY8C27443 (Anexo 7) y el HiperTerminal (Anexo 8) el cual utiliza el puerto serie de la PC para enviar y recibir información.

3.2.2 Tarjeta del circuito impreso de la interfaz.

En la figura 3.15 se muestra el circuito impreso realizado en el Ultiboard para la interfaz de comunicación. La placa para el montaje de las componentes tiene 40x60 mm, por lo que constituye un bloque ligero de fácil manejo y transportable. Se utilizan cinco de los pines del conector DB9, uno para la alimentación de la interfaz y los transistores de la misma, dos de ellos se destinaron para el control de los relays y los restantes para la entrada analógica y para la tierra.

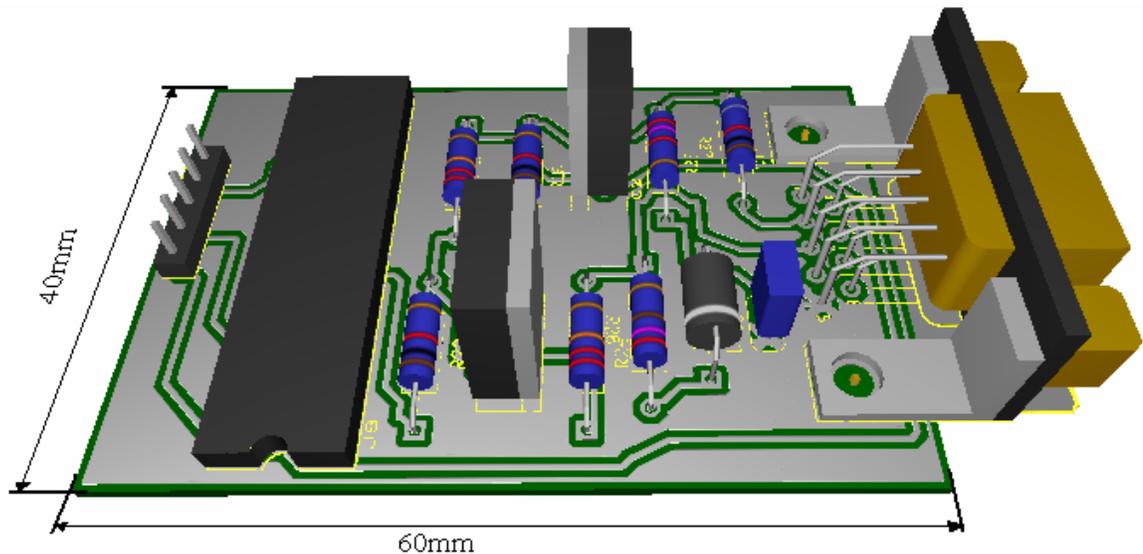


Figura 3.15: Impreso de la Interfaz en Multisim / Ultiboard.

3.3 Análisis económico.

Según la oferta de Digi-Key (Anexo 9) el costo de las componentes asciende a 17.66 dólares para el montaje del hardware diseñado y con el montaje del circuito impreso el costo permanece por debajo de los 29.66 dólares.

El costo del diseño realizado disminuye considerablemente al utilizar componentes recuperados de otros circuitos. Todos los componentes, con excepción del PSoC y el amplificador TL084, proceden de equipos en desuso.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

Tomando en consideración los resultados alcanzados con el trabajo realizado se presentan las conclusiones siguientes:

Se dispone del diseño de un sistema para la medición de parámetros de seguridad eléctrica en equipos eléctricos que se encuentren en el entorno de pacientes. El diseño permite la medición de corrientes de fuga hasta un valor máximo de 500uA.

Las pruebas realizadas, tanto las simuladas como las reales con el prototipo diseñado, corroboraron la factibilidad de los diseños realizados. Las simulaciones permitieron caracterizar los errores que se producen en la medición de las corrientes así como el efecto de la tolerancia de las componentes en el comportamiento de los circuitos.

Los resultados de la medición de los parámetros de seguridad si bien no permiten llegar a criterios concluyentes acerca de la factibilidad en el uso de los equipos evaluados, puede constituir una herramienta adecuada para el mantenimiento y monitoreo de todo el equipamiento en las cercanías de los pacientes en las instalaciones hospitalarias, tarea crucial en los esfuerzos para garantizar la seguridad eléctrica en las áreas hospitalarias.

La utilización de los sistemas ECAD descritos para la simulación, la obtención de valoraciones estadísticas del comportamiento de los circuitos y la realización de las tarjetas de circuitos impresos ha permitido realizar un análisis de factibilidad de los diseños y acotar mejor el alcance de los resultados sobre la base de la obtención de los posibles errores y la dependencia de los resultados de las condiciones reales de operación de los circuitos.

Finalmente la posibilidad que ofrece el sistema de transmitir los datos de la medición hacia la computadora permite el registro, procesamiento y verificación de los mismos en función de los estándares establecidos.

Recomendaciones

Para dar continuidad al presente trabajo se recomienda acometer las siguientes acciones:

Emplear un resistor variable a la entrada del rectificador para ajustar la ganancia del mismo y calibrar la escala de conversión de corrientes a voltajes.

Mejorar la programación del PSoC para que realice un mayor número de mediciones por lectura y calcular esta última como el promedio de las primeras para lograr un valor más exacto de la medición.

Emplear el sistema diseñado para la medición de las corrientes de fuga en equipos eléctricos en diferentes entornos como una medida adicional para la verificación de seguridad eléctrica.

Incorporar al programa desarrollado para el procesamiento de los datos en la computadora la comparación de los resultados con los establecidos para distintas normas internacionales..

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] R.B. Navarro, “Seguridad eléctrica”, Instrumentación Biomédica, Departamento de electrónica, Universidad de Alcalá.
- [2] V.M. Jodra, “La seguridad eléctrica en áreas de uso médico”, Asociación española de Ingeniería Hospitalaria, Madrid, 2003.
- [3] Hospital Clínico Universitario L. B. – Zaragoza. “Procedimiento de inspección y mantenimiento preventivo. Seguridad eléctrica de los equipos electromédicos”, 2000.
- [4] Anónimo, “Seguridad eléctrica en equipos e instalaciones médicas”, Vol. 5, Pág 72, 74, 79_81, 93_98.
- [5] Aston, R., “*Principles of Biomedical Instrumentation and Measurements*”, 2da Ed. Pub: Merrill Pub Co., ISBN: 0675209439, Jul. 1990.
- [6] L. Eisner, O. Brien, M.W. Schmidt y D. Modi, A New U.S. National Standard for Medical Devices, Medical Device Link, Septiembre 2006.
- [7] A. Walsh, “Electrical Safety Measurements on Physiotherapy Equipment”, Beaumont Hospital & St. Joseph’s Hospital Raheny, 2005.
- [8] CCEEM, Ministerio de salud Pública, Ciudad de la Habana, tx@cceem.sld.cu.
- [9] M.R. Ortiz-Posadas y E.A. Vernet-Saavedra, “Índice de prioridad de seguridad eléctrica para equipo médico (IPSEEM)”, Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, México, www.medigraphic.com, 2007.
- [10] CCEEM, “Programa Regulatorio Cubano de Equipos Médicos”, Boletín Informativo del CCEEM, La Habana, 2000.
- [11] L. Eisner, R.M. Brown y Dan Modi, “Leakage Current Standards Simplified”, Medical Device Link, Julio 2004.

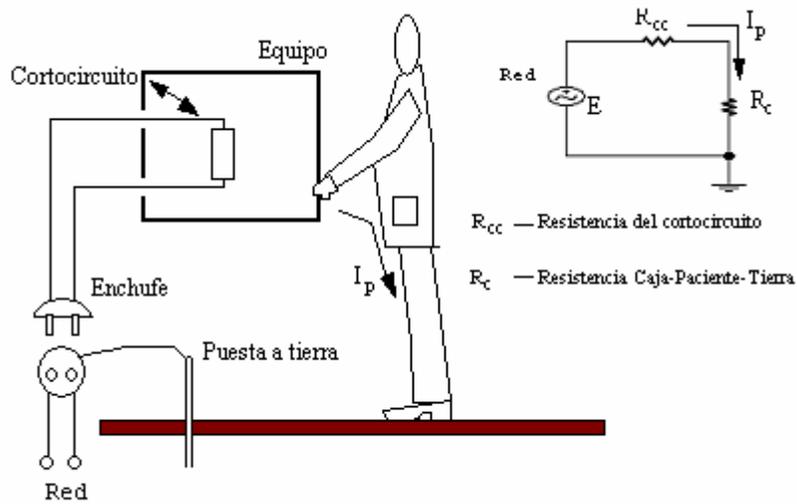
- [12] Ohmic Instruments Co., "Biomedical electrical safety test set BET-300AD(L)", Test electrical equipment & Medical instruments to AAMI,UL & NFPA CODES, www.ohmicinstruments.com, 2005.
- [13] Fluke Biomedical, "175 Electrical safety analyzer", www.flukebiomedical.com, 2006.
- [14] B. Biomedical, "Electrical safety analyzer whit patient simulator.SA-2010S", www.bcgrouptl.com, 2006.
- [15] Webster, J. G., *Medical Instrumentation, Application and Design*, 3ra Ed., John Wiley & Sons Inc. ISBN 0395594928, 1992.
- [16] A. Taboada Crispí, A. Falcón Ruiz, M.A. Mendoza Reyes, "Sistema de Adquisición con PSoC para Procesamiento Fuera de Línea", *Conferencia Internacional FIE'06*, Santiago de Cuba, julio 2006, ISBN 84-00-08424-1.
- [17] A. Coca Rodríguez, S. Rodríguez Ledesma, M. A. Mendoza Reyes, "Medición de parámetros de seguridad en equipos electromédicos". Universidad Central Marta Abreu de las Villas. Facultad de Ingeniería Eléctrica. acoca@uclv.edu.cu
- [18] Marc, "Point and Shoot Profile," Infrared Data Association, 2000.
- [19] Marc, "IrDA Control Specification," Infrared Data Association, 1998.
- [20] C. Centeno and J. Voos, "Gestión Remota de Estudios Médicos," Grupo de Ingeniería Clínica (GIC) Universidad Tecnológica Nacional Facultad Regional Córdoba.
- [21] J. M. M. Barba, "Puerto Serie RS-232," Abril del 2006.
- [22] M. Essaban y O. Casas, "Sistema portátil de electrocardiografía de tres derivaciones con comunicación wireless," Universidad Politécnica de Catalunya, Julio del 2006.
- [23] Anónimo, "Estándar de comunicaciones RS-232C.", <http://www.euskalnet.net/shizuka/rs232.htm>
- [24] Anónimo, "RS232 en el PIC," 2007. <http://www.w3c.org/TR/1999/REC-html401-19991224/loose.dtd>
- [25] J. M. M. Barba, "Puerto Serie RS-232."

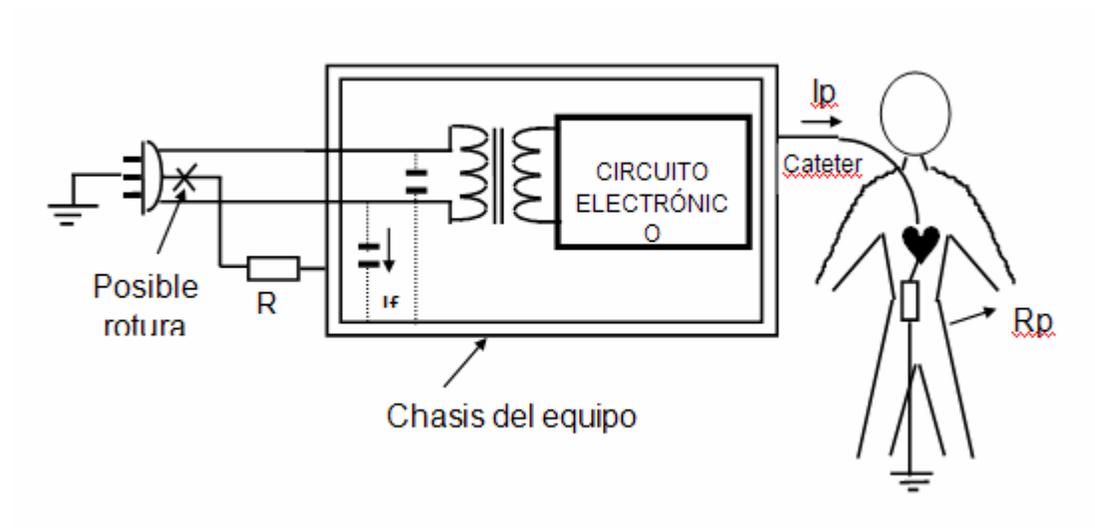
- [26] M. Essaban and O. Casas, “Sistema portátil de electrocardiografía de tres derivaciones con comunicación gíreles,” Universidad Politecnica de Catalunya, Julio del 2006.
- [27] D. O. García and L. F. Yábar, “Captación y visualización de señales ECG bipolares, Grupo de Ingeniería Biomédica,” Lima 01, Perú 2007.
- [28] S. Quintana, M. A. Bañuelos, J. Castillo, R. Fuentes, and R. Damian, “Electrocardiógrafo Análisis basado en computadora, Lab. De Electrónica, CCADET,” UNAM Coyoacán, México.
- [29] S. Mejía, L. Zuluaga, and A. Tamayo, “Digitalización del electrocardiógrafo de un fisiógrafo narco scientific biosystems™,” Universidad Pontificia Bolivariana, 2005.
- [30] N. Gómez, J. Rodríguez, R. Pérez, H. Garrido, M. López, I. Fernández, and M. Cañizares, “Diseño de un Sistema para Prueba de Esfuerzo,” Habana 2005.
- [31] “Multisim 10.1 DDLINK software científico,” <http://www.addlink.es/productos.asp?pid=698>, 2008.
- [32] “Ultiboard 10.1 DDLINK software científico,” <http://www.addlink.es/productos.asp?pid=699>, 2008.
- [33] OrCADPSPiceR9.1. Cadence Design Systems. Disponible: <http://www.orcad.com/Product/Simulation/PSPice/download.asp> (abril 2007).
- [34] S. Rodríguez , A. Falcón, K. Iser , R. Llanes,, A. Regueiro, H. Dalmau, “Sistema de Adquisición y Registro de las Señales de Presión Arterial basado en PSOC”, Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI), Facultad de Ingeniería Eléctrica, Universidad Central “Marta Abreu” de las Villas, sergior@uclv.edu.cu, 2007.
- [35] D. Seguire, “Lower Noise Continuous Time Signal Processing with PsoC™, Cypress MicroSystems, Application Note, AN2224,” October 2004.
- [36] D. Seguire, “EMI Design Considerations for PsoC™”, Cypress MicroSystems, Application Note, AN2155, Revision A,” April 2004.
- [37] D. Seguire, “Selecting PsoC™ Ground and Reference”, Cypress MicroSystems, Application Note, AN2219,” August 2004.

- [38] D. Seguire, “Adjustable Sallen and Key High-Pass Filters”, Cypress MicroSystems, Application Note, AN2030,” April 2002.
- [39] D. Seguire and C. McNeese, “Adjustable Sallen and Key Low-Pass Filters”, Cypress MicroSystems, Application Note, AN2031,” May 2004.
- [40] D. V. Ess, “Understanding Switched Capacitor Filters”, Cypress MicroSystems, Application Note, AN2168,” October 2004.

ANEXOS

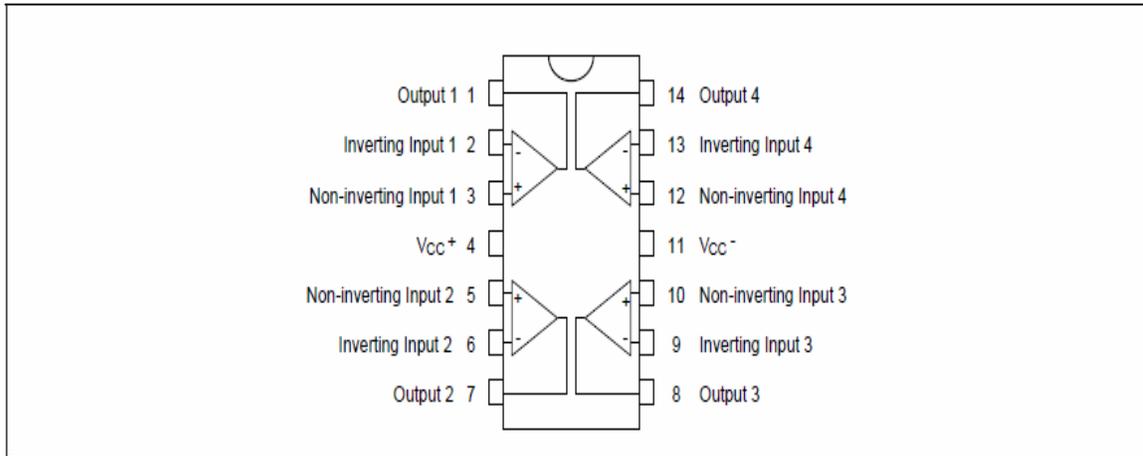
Anexo 1 Peligro de macrochoque.



Anexo 2 Peligro de microchoque.

Anexo 3 Hoja de datos TL084

PIN CONNECTIONS (top view)



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	TL084M, AM, BM	TL084I, AI, BI	TL084C, AC, BC	Unit
V_{CC}	Supply voltage - note 1)	±18			V
V_i	Input Voltage - note 2)	±15			V
V_{id}	Differential Input Voltage - note 3)	±30			V
P_{tot}	Power Dissipation	680			mW
	Output Short-circuit Duration - note 4)	Infinite			
T_{oper}	Operating Free-air Temperature Range	-55 to +125	-40 to +105	0 to +70	°C
T_{stg}	Storage Temperature Range	-65 to +150			°C

1. All voltage values, except differential voltage, are with respect to the zero reference level (ground) of the supply voltages where the zero reference level is the midpoint between V_{CC}^+ and V_{CC}^- .
2. The magnitude of the input voltage must never exceed the magnitude of the supply voltage or 15 volts, whichever is less.
3. Differential voltages are the non-inverting input terminal with respect to the inverting input terminal.
4. The output may be shorted to ground or to either supply. Temperature and/or supply voltages must be limited to ensure that the dissipation rating is not exceeded.

Anexo 4 Configuración del DataClock para los módulos de UART y DELSIG8

Global Resources	Value
CPU_Clock	3_MHz (SysClk/8)
32K_Select	Internal
PLL_Mode	Disable
Sleep_Timer	512_Hz
VC1= SysClk/N	2
VC2= VC1/N	16
VC3 Source	VC1
VC3 Divider	156
SysClk Source	Internal 24_MHz
SysClk*2 Disable	No
Analog Power	SC On/Ref Low
Ref Mux	(1.6 BandGap)+/(1.6 BandGap)
AGndBypass	Disable
Op-Amp Bias	Low
A_Buff_Power	Low
SwitchModePump	OFF
Trip Voltage [LVD]	4.81V (5.00V)
LVDThrottleBack	Disable
Supply Voltage	5.0V
Watchdog Enable	Disable

DELSIG8	
User Module Parameter:	Value
TMR Clock	Row_0_Broadcast
Input	ASD20
ClockPhase	Normal
Polling	Enable

User Module Parameter:	Value
Clock	VC3
RX Input	Row_0_Input_3
TX Output	Row_0_Output_2
TX Interrupt Mode	TXComplete
ClockSync	Sync to SysClk
RxCmdBuffer	Enable
RxBufferSize	16
CommandTerminator	13
Param_Delimiter	32
IgnoreCharsBelow	32
Enable_BackSpace	Disable
RX Output	None
RX Clock Out	None
TX Clock Out	None
InvertRX Input	Normal

User Module Parameter:	Value
Clock	VC2
Enable	?
CompareOut	?
TerminalCountOut	?
Period	91
PulseWidth	45
CompareType	?
InterruptType	?
ClockSync	Sync to SysClk
InvertEnable	Normal

Anexo 5 Programación del PSoC para la adquisición y almacenamiento de los valores medidos.

```
include "m8c.inc" ; part specific constants and macros
include "memory.inc" ; Constants & macros for SMM/LMM and Compiler
include "PSoC_API.inc" ; PSoC API definitions for all User Modules
```

```
export _main
Area bss
Area text
_main:
```

```
;SE ACTIVAN LOS BLOQUES
mov A, PGA_HIGHPOWER
call PGA_Start
mov A, LPF2_HIGHPOWER
call LPF2_Start
call PWM8_Start
mov A, DELSIG8_HIGHPOWER
call DELSIG8_Start
mov A, UART_PARITY_NONE
call UART_Start
```

```
;GANANCIA DEL PGA
mov A, PGA_G1_00
call PGA_SetGain
```

```
;CONTROL DE LOS RELAYS
;Para corrientes de fuga del chasis
M8C_SetBank1
mov reg[PRT1DR], 50h
M8C_SetBank0
;cto AAMI mide conectado al chasis del equipo y a tierra
Jmp ETIQ1
mov Reg[4],A
```

```
;Para I de fuga de los electrodos del paciente a tierra
M8C_SetBank1
mov reg[PRT1DR], 50h
M8C_SetBank0
;cto AAMI mide conectado a los electrodos del paciente y a tierra
Jmp ETIQ1
mov Reg[5],A
```

```
M8C_SetBank1
mov reg[PRT1DR], 10h
M8C_SetBank0
;cto AAMI mide conectado a los electrodos del paciente y a tierra
Jmp ETIQ1
mov Reg[6],A
```

```
    ;Para I de fuga entre los terminales del paciente
M8C_SetBank1
mov reg[PRT1DR], 50h
M8C_SetBank0
;cto AAMI mide entre dos terminales del paciente
Jmp ETIQ1
mov Reg[7],A
M8C_SetBank1
mov reg[PRT1DR], 10h
M8C_SetBank0
;cto AAMI mide entre dos terminales del paciente
Jmp ETIQ1
mov Reg[8],A
```

```
    ;Para corriente de aislamiento
M8C_SetBank1
mov reg[PRT1DR], 50h
M8C_SetBank0
;cto AAMI mide entre el vivo y un terminal del paciente
Jmp ETIQ1
mov Reg[9],A
M8C_SetBank1
mov reg[PRT1DR], 10h
M8C_SetBank0
;cto AAMI mide entre el vivo y un terminal del paciente
Jmp ETIQ1
mov Reg[10],A
```

```
    ;CONVERTIDOR AD
ETIQ1:
    call DELSIG8_StartAD    ; Commence sampling process
mainloop:
    cmp [DELSIG8_bfStatus],0
    jz  mainloop           ; spin lock until(data is Available)
    mov [DELSIG8_bfStatus],0 ; reset the data available flag
    mov A,[DELSIG8_cResult] ; grab the data now that its valid
    ret
```

```
;PARA ENVIAR LAS MEDICIONES POR EL PUERTO SERIE CUANDO SE
CONECTA A LA PC
```

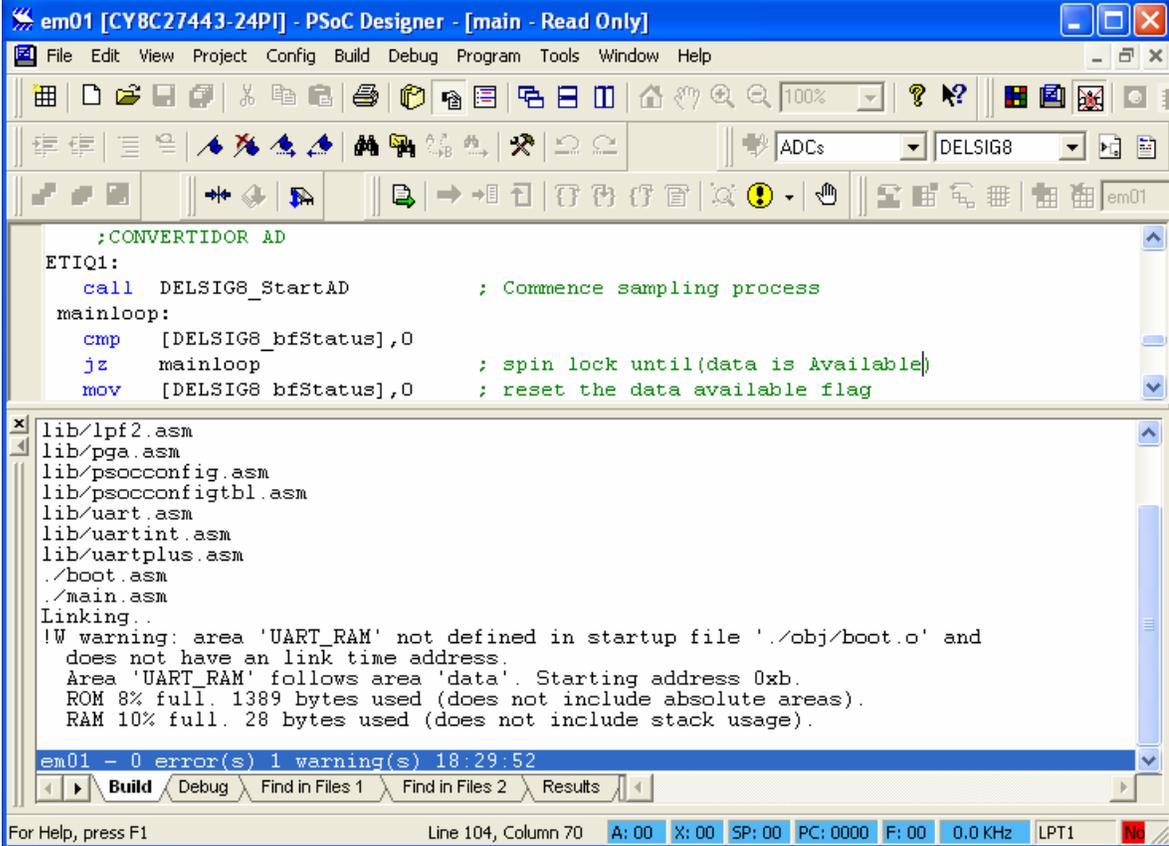
```
.WaitForData:          ; espera por recibir el dato
    call UART_bReadRxStatus
    and A, UART_RX_COMPLETE
    jz .WaitForData

    mov A,REG[4]
    jmp .TxData
    mov A,REG[5]
    jmp .TxData
    mov A,REG[6]
    jmp .TxData
    mov A,REG[7]
    jmp .TxData
    mov A,REG[8]
    jmp .TxData
    mov A,REG[9]
    jmp .TxData
    mov A,REG[10]
    jmp .TxData
    jmp .WaitForData    ; espera por el próximo dato

.TxData:
    call UART_SendData    ; transmite los datos
    ret

.terminate:
    jmp .terminate
```

Anexo 6 Comprobacion del funcionamiento de la programacion del PSoC.



The screenshot shows the PSoC Designer IDE interface. The main window displays assembly code for a module named 'CONVERTIDOR AD'. The code includes a 'mainloop' section with instructions to call 'DELSIG8_StartAD', compare the 'DELSIG8_bfStatus' flag, and reset it. Below the code, the linker output shows a list of included files and a warning about the 'UART_RAM' area not being defined in the startup file. The status bar at the bottom indicates 'em01 - 0 error(s) 1 warning(s) 18:29:52' and provides hardware status information.

```
;CONVERTIDOR AD
ETIQ1:
  call  DELSIG8_StartAD      ; Commence sampling process
mainloop:
  cmp   [DELSIG8_bfStatus],0
  jz    mainloop             ; spin lock until(data is Available)
  mov   [DELSIG8_bfStatus],0 ; reset the data available flag
```

```
lib/lpf2.asm
lib/pga.asm
lib/psocconfig.asm
lib/psocconfigtbl.asm
lib/uart.asm
lib/uartint.asm
lib/uartplus.asm
./boot.asm
./main.asm
Linking .
!W warning: area 'UART_RAM' not defined in startup file './obj/boot.o' and
does not have an link time address.
Area 'UART_RAM' follows area 'data'. Starting address 0xb.
ROM 8% full. 1389 bytes used (does not include absolute areas).
RAM 10% full. 28 bytes used (does not include stack usage).
```

em01 - 0 error(s) 1 warning(s) 18:29:52

Build Debug Find in Files 1 Find in Files 2 Results

For Help, press F1 Line 104, Column 70 A: 00 X: 00 SP: 00 PC: 0000 F: 00 0.0 KHz LPT1

Anexo 7 Programación del PSoC para la comprobación de la interfaz.

```
include "m8c.inc" ; part specific constants and macros
include "memory.inc" ; Constants & macros for SMM/LMM and Compiler
include "PSoCAPI.inc"; PSoC API definitions for all User Modules

export _main

NAK_RESPONSE: equ 00

_main:
mov A, UART_PARITY_NONE ; No parity
call UART_Start

WaitForData: ; wait for data to be received

call UART_bReadRxStatus

and A, UART_RX_COMPLETE

jz .WaitForData

and A, UART_RX_ERROR ; data received - see if data is valid

jz .GetData

mov A, NAK_RESPONSE ; error detected setup to send a NAK

jmp .TxData

GetData:

call UART_bReadRxData ; read the data from the receiver

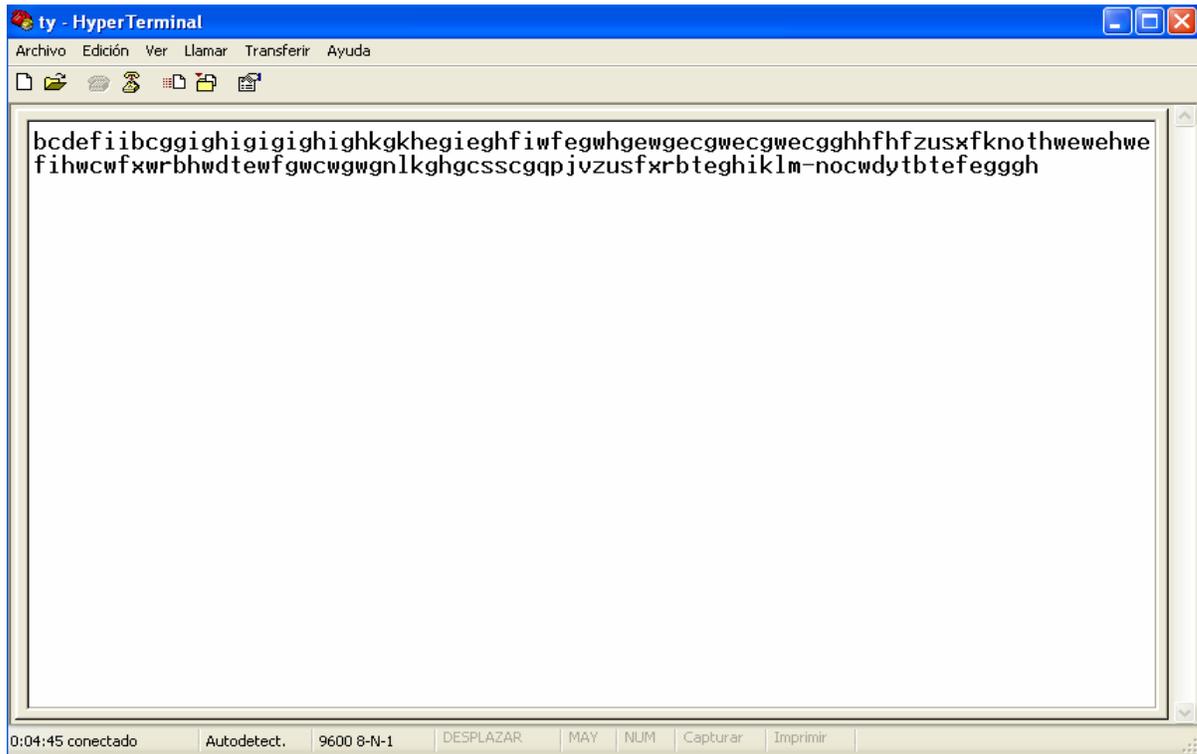
.TxDData:

inc A

call UART_SendData ; transmit the response data

jmp .WaitForData ; go wait for next by
```

Anexo 8 Programa HyperTerminal.



Anexo 9 Precio de los componentes en Digi-key

Cant.	Descripción	Ref.	Estado	Precio (USD)	Fabricante
1	Regulador de voltaje LM7805	U5	Lead free/RoHS complaint	0,60000	Fairchild Semiconductor
2	Amplificador diferencial TL084	U1d,U2A, U2B,U5A y U6A	Lead free/RoHS complain	0,92000	Texas Instruments
1	Resistencia de 100Ω, 1% Películas metálicas	R17	Lead free/RoHS complaint	0.04200	Yageo
1	Resistencia de 270Ω, 5% Películas metálicas	R2	Lead free/RoHS complaint	5*0,3840	Vishay/BC Components
1	Resistencia de 270Ω, 5% Películas carbon	R8	Lead free/RoHS complaint	0.09600	Yageo
8	Resistencia de 1KΩ, 1% Películas metálicas	R1,R2 R3,R4 R22,R18 R11,R19	Lead free/RoHS complaint	0,0100	Panasonic-ECG
2	Resistencia de 1KΩ, 5% Películas metálicas	R4 y R6	Lead free/RoHS complaint	0,0100	Panasonic-ECG
1	Resistencia de 2.7KΩ, 10% Películas de carbón	R23	Lead free/RoHS complaint	0,01400	Stackpole Electronics Inc
3	Resistencia de 10KΩ, 1% Películas metálicas	R10, R12 y R17	Lead free/RoHS complaint	5*0.2100	Vishay/BC Components
2	Resistencia de 22KΩ, 20% Películas metálicas	R3 y R7	Lead free/RoHS complaint	10*0,351	Yageo
1	Capacitor de 10000μF, Electrolítico	C3		2.40000	United Chemi-Con
1	Capacitor de 0.015μF, 16V	C2	Lead free/RoHS complaint		
1	Capacitor de 100μF, 16V	C1	Lead free/RoHS complaint	0.30000	United Chemi-Com
1	Capacitor de 47μF, 25V	C16	Lead free/RoHS complaint	0.32000	United Chemi-Com

ANEXOS

3	Capacitor de cerámica de 100nF	C2,C3,C15	Lead free/RoHS complaint	0,0041	Panasonic-ECG
3	Diodo 1N4148	D1,D5 y D6	Lead free/RoHS complaint	0.1400	Fairchild Semiconductor
2	Diodo 1N4001	D3 y D4	Lead free/RoHS complaint	0.3000	Fairchild Semiconductor
1	Transistor NPN BC547A	Q1	Lead free/RoHS complaint	0,0190	Fairchild Semiconductor
1	Transistor PNP BC556B	Q2	Lead free/RoHS complaint	0,0200	Fairchild Semiconductor
1	PSoC, CY8C27443-24PI	U8	Containslead/RoHS non-complaint	3,5000	Cypress Semiconductor Corp