



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería Eléctrica y Computación

Ingeniería en Electricidad Especialización Electrónica y
Automatización Industrial

“Rediseño y construcción del simulador de accidentes
eléctricos”

TESIS DE GRADO

Previo a la obtención del Título de

**INGENIERO EN ELECTRICIDAD
ESPECIALIZACIÓN ELECTRÓNICA Y
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL**

Presentada por:

**NELSON OSWALDO ROMERO TORO
LUIS FERNANDO CENTENO ZAMBRANO**

GUAYAQUIL - ECUADOR

AÑO 2009

AGRADECIMIENTO

A Dios.

A nuestros padres por su apoyo incondicional, dedicación y sabios consejos.

A todas las personas que colaboraron en la realización de este trabajo, especialmente a Jessica por su ayuda incondicional.

Al amor de mi vida. Eres mi inspiración en el día a día.

A una persona que nos guió y nos brindó todo el apoyo necesario durante el desarrollo del trabajo, el Ing. Miguel Yapur Director de Tesis

DEDICATORIA

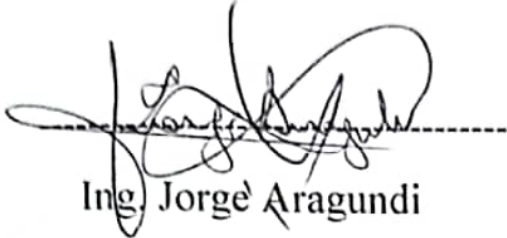
A mis padres.

A mi hermana Eugenia.

A todos mis familiares.

A ti CSE

TRIBUNAL DE GRADUACIÓN



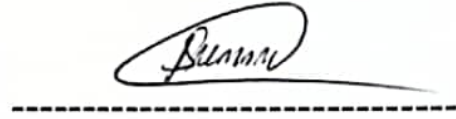
Ing. Jorge Aragundi
PRESIDENTE



Ing. Miguel Yapur A.
DIRECTOR DE TESIS



Ing. Carlos Valdivieso A.
VOCAL



Ing. Carlos Salazar L.
VOCAL

DECLARACIÓN EXPRESA

“La responsabilidad del contenido de esta Tesis de Grado,
nos corresponden exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la
misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL”

(Reglamento de Graduación de la ESPOL).



Nelson Oswaldo Romero Toro



Luis Fernando Centeno Zambrano

RESUMEN

Un hospital está expuesto a cualquier tipo de accidente eléctrico y, cada accidente pone en riesgo la vida de un ser humano.

Tanto pacientes como empleados del hospital requieren estar protegidos de cualquier tipo de situación en la cual se ponga en juego su integridad.

El simulador de accidentes eléctricos en hospitales surge de la necesidad de enseñar, como una descarga eléctrica producida por una corriente de falla a tierra puede causar graves consecuencias en la salud de las personas. De esta manera se demuestra que estos peligros son latentes y que pueden ser evitados teniendo y respetando procedimientos de seguridad adecuados.

El proyecto consiste en rediseñar el simulador de accidentes eléctricos que existe actualmente, el cual se encuentra obsoleto debido a que los dispositivos eléctricos y los componentes electrónicos empleados en dicho simulador se encuentran en mal estado.

La tecnología se desarrolla de manera constante, lo que nos permite optar por una gama de circuitos integrados que existen actualmente; es por ello que en este rediseño se utiliza un circuito integrado programable (PIC).

El circuito integrado programable permite sensor y presentar los diferentes tipos de fallas que existen en los equipos médicos, sin tener que utilizar dispositivos de instrumentación industrial.

Rediseñar el simulador de accidentes eléctricos tiene como objetivo fundamental mejorar el funcionamiento y la presentación, de modo que pueda ser utilizado de una manera didáctica para capacitar tanto al personal de un hospital como a las personas en general.

Al tener una herramienta de capacitación como ésta, se trata de hacer conciencia en nuestro medio para la correcta aplicación de normas y reglamentos que rigen los establecimientos de salud pública a nivel mundial.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN.....	I
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	XII
INTRODUCCIÓN.....	1
I. EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA CORRIENTE ELÉCTRICA APLICADA EN UN SER HUMANO.....	3 - 34
1.1. Densidad de corriente.....	20 - 22
1.2. Electrofisiología del corazón.....	22 - 26
1.2.1. Macroshock.....	27 - 29
1.2.2. Microshock.....	30 - 34
II. PROTECCIÓN CONTRA ACCIDENTES ELÉCTRICOS EN AMBIENTES DE HOSPITAL.....	35 - 76
2.1. Distribución de la energía eléctrica en ambientes de	

hospital.....	37 - 38
2.1.1. Acometida eléctrica.....	38 - 41
2.1.2. Iluminación.....	41 - 45
2.1.3. Puesta a tierra de tomacorrientes polarizados.....	46 - 48
2.1.4. Consideraciones en salas especiales de hospital.....	49 - 52
2.1.4.1. Quirófano.....	52 - 54
2.1.4.2. Unidad de Cuidados Intensivos.....	54 - 56
2.1.4.3. Sala de Urgencias.....	56 - 58
2.1.5. Sistema eléctrico de emergencia.....	58 - 60
2.2. Mantenimiento eléctrico en un hospital.....	60
2.3. Aislamiento y protección para el paciente.....	61 - 63
2.3.1. Puesta a tierra de equipos médicos.....	63 - 69
2.3.2. Aislamiento eléctrico.....	69 - 61
2.3.3. Aislamiento de las partes conectadas al paciente.....	71 - 73
2.3.4. Doble aislamiento.....	74
2.3.5. Protección por bajo voltaje.....	74 - 76

**III. EQUIPO SIMULADOR DE ACCIDENTES ELÉCTRICOS
CON DISEÑO ANTERIOR.....77 - 96**

3.1.Componentes del simulador.....	78 - 79
3.1.1. Arreglo de resistencias.....	80 - 82
3.1.2. Circuito monitor.....	82 - 86
3.2.Simuladores de equipos con fallas eléctricas.....	86 - 87
3.2.1. Monitor de presión.....	87 - 89
3.2.2. Monitor de EKG.....	89 - 90
3.2.3. Lámpara.....	90 - 93
3.2.4. Enceradora.....	93 - 94
3.2.5. Cama eléctrica.....	95 - 96

IV. REDISEÑO DEL EQUIPO SIMULADOR DE ACCIDENTES ELÉCTRICOS.....97 - 133

4.1.Presentación del equipo simulador.....	98
4.2.Innovación tecnológica en el circuito monitor.....	98 - 102
4.2.1. Justificación del uso de circuitos integrados.....	102 - 116
4.2.2. Implementación del circuito monitor.....	116 - 124
4.3.Manejo del equipo simulador.....	124 - 133

V. EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SIMULADOR.....	134 - 152
5.1.Pruebas realizadas.....	149 - 152
CONCLUSIONES.....	153 - 156
RECOMENDACIONES.....	157 - 158
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	159 - 160

ABREVIATURAS

EKG	Electrocardiograma
LCD	Pantalla de cristal líquido
PCB	Circuito impreso
UCI	Unidad de Cuidados Intensivos
ER	Sala de Emergencias
GFCI	Interruptor de circuito por hacer tierra
RL	Pierna derecha
RA	Brazo derecho
LL	Pierna izquierda
LA	Brazo izquierdo

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1.1	Alteraciones de la piel humana en función de la densidad de corriente..... 10
Figura 1.2	Efectos en el organismo producidos por una corriente alterna..... 11
Figura 1.3	Efectos en el organismo producidos por una corriente continua..... 14
Figura 1.4	Periodo vulnerable del ciclo cardiaco..... 15
Figura 1.5	Efecto de la fibrilación ventricular como se visualiza en el electrocardiograma y en la tensión arterial..... 16
Figura 1.6	Impedancia interna del organismo..... 18
Figura 1.7	Diagrama esquemático de una onda cardiaca del corazón humano..... 26
Figura 1.8	Diferencia entre Macroshock y Microshock..... 32
Figura 2.1	Generador auxiliar de emergencia (planta eléctrica)..... 59
Figura 2.2	Diagrama de flujo de la trayectoria de la corriente en chasis aterrizado..... 73
Figura 3.1	Silueta del paciente del simulador anterior..... 79

Figura 3.2	Distribución de corrientes y resistencias en el cuerpo del simulador anterior.....	82
Figura 3.3	Diagrama del circuito monitor del simulador anterior.....	86
Figura 3.4	Diagrama del circuito monitor de presión del simulador anterior.....	88
Figura 3.5	Diagrama del circuito monitor EKG del simulador anterior.....	90
Figura 3.6	Diagrama del circuito de la lámpara del simulador anterior.....	93
Figura 3.7	Diagrama del circuito de la enceradora del simulador anterior.....	94
Figura 3.8	Diagrama del circuito de la cama eléctrica del diseño anterior.....	96
Figura 4.1	Diagrama del Amplificador Diferencial.....	100
Figura 4.2	Diagrama de Amplificador de Valor Absoluto.....	101
Figura 4.3	Formas de onda del circuito amplificador.....	102
Figura 4.4	Disposición de pines del integrado LM324.....	104
Figura 4.5	Disposición de pines del integrado LM324.....	106

Figura 4.6	Display LCD de 2 líneas.....	112
Figura 4.7	Esquemático Fuente dual regulada + / -12 Vdc....	113
Figura 4.8	Esquemático Fuente simple regulada +5 Vdc.....	115
Figura 4.9	Esquemático del circuito monitor, Etapa 1.....	118
Figura 4.10	Esquemático del circuito monitor, Etapa 2.....	119
Figura 4.11	PCB del circuito monitor.....	120
Figura 4.12	Esquemático del circuito microcontrolador.....	121
Figura 4.13	Esquemático del circuito LCD.....	122
Figura 4.14	PCB del circuito microcontrolador LCD.....	124
Figura 4.15	Diagrama del arreglo de resistencias.....	126
Figura 4.16	Diagrama del arreglo de la lámpara.....	127
Figura 4.17	Diagrama del arreglo de la cama.....	128
Figura 4.18	Diagrama de circuito monitor de presión.....	129
Figura 4.19	Diagrama del circuito monitor EKG (Electrocardiógrafo).....	130
Figura 4.20	Diagrama de circuito simulador de encerradora.....	131
Figura 4.21	Diagrama de circuito de tomacorrientes.....	132
Figura 4.22	Circuito simulador de tomacorrientes.....	133
Figura 5.1	Conexión del arreglo de Resistencias.....	135

Figura 5.2	Conexión del arreglo de la Cama.....	137
Figura 5.3	Conexión del arreglo de la Lámpara.....	138
Figura 5.4	Esquema de conexión entre los módulos, caso 1....	139
Figura 5.5	Conexión del arreglo de la Cama.....	141
Figura 5.6	Conexión del arreglo del Monitor de Presión.....	142
Figura 5.7	Esquema de conexión entre los módulos, caso 2....	143
Figura 5.8	Conexión del arreglo de tomacorrientes.....	145
Figura 5.9	Conexión de equipos, caso 3.....	146
Figura 5.10	Conexión del arreglo de la enceradora.....	147
Figura 5.11	Esquema de conexión entre los módulos, caso 3...	148

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1.1	Efectos fisiológicos de la corriente alterna de 60 Hz aplicada durante 1 segundo a un adulto..... 5
Tabla 1.2	Impedancia del cuerpo humano frente a la corriente alterna..... 19
Tabla 1.3	Impedancia del cuerpo humano frente a la corriente continua..... 20
Tabla 2.1	Normas de seguridad eléctrica en instrumentos electromédicos..... 36
Tabla 2.2	Calibre mínimo de los conductores de puesta a tierra para canalizaciones y equipos..... 47
Tabla 4.1	Pines de configuración, lectura y escritura del LCD..... 123
Tabla 5.1	Datos reales en cada prueba realizada..... 152

INTRODUCCIÓN

No causa sorpresa revisar estadísticas y conocer que el número de accidentes eléctricos ha ido en aumento debido a la proliferación de equipos eléctricos y electrónicos para la industria y el hogar. Esto no sería trascendente si no se tomase en cuenta el gran desarrollo que ha experimentado la instrumentación electrónica para la práctica médica en los últimos años.

Dar a conocer las normas de seguridad que se deben tener presentes en ambientes hospitalarios es el objetivo principal de esta tesis; para ello, se implementará un rediseño del simulador de accidentes eléctricos con la finalidad de ayudar a entender que cuando una falla ocurre ó, la seguridad no es la adecuada ó, el equipo no es utilizado en forma apropiada, éste se convierte en un peligro potencial tanto para el paciente como para el médico y el personal paramédico.

Para lograr esto, es necesario tener presente algunos conceptos básicos, como la interacción entre el cuerpo humano y la electricidad, normas que deben ser respetadas por todos los operarios para evitar accidentes que, en algunos casos, podrían costar la vida. Además, se debe mencionar la importancia del mantenimiento preventivo de los equipos utilizados en las áreas de cuidados especiales.

CAPÍTULO I

1. EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA CORRIENTE ELÉCTRICA APLICADA EN UN SER HUMANO.

La primera muerte por electrocución se comunicó en 1879. En países como los Estados Unidos, se ha reportado alrededor de 1000 accidentes eléctricos, anualmente, en pacientes conectados a equipos médicos. Las quemaduras eléctricas representan un 2 % de los ingresos en las unidades de quemados de los hospitales, el 65 % se producen en el lugar de trabajo (normalmente empresas eléctricas), el 32 % son domésticos y el 3 % de causas varias.

El cuerpo humano está básicamente compuesto de agua, lo que lo convierte en un perfecto conductor de electricidad. Al realizar contacto con algún punto de voltaje, el cuerpo actuará como puente para la descarga efectuada; la corriente al atravesar el cuerpo creará

vibraciones, es decir, convertirá la energía eléctrica en energía calorífica, lo que causará quemaduras tanto internas como externas; la parte más afectada resulta ser el tejido nervioso, ya que por su naturaleza mediante éste se transmiten pequeñas corrientes iónicas (lo que conocemos como el sentido del tacto), comunicando a las diferentes partes del cuerpo humano con el cerebro.

El corazón también funciona como un generador de pulsos, para poder controlar la acción de bombeo de la sangre a través del cuerpo. En otras palabras, si la corriente atraviesa el cuerpo, ésta afectará directamente al corazón tanto como al cerebro; y dependiendo de la intensidad de la corriente, provocará en el peor de los casos la muerte del individuo.

Se ha demostrado experimentalmente que es la intensidad de corriente que atraviesa el cuerpo humano y no la tensión la que ocasiona las lesiones debidas al accidente eléctrico.

Tabla 1.1
Efectos fisiológicos de la corriente alterna de 60 Hz aplicada durante 1 segundo a un adulto

Corriente que atraviesa el cuerpo humano (mA)	EFFECTOS
Hasta 1	Imperceptible para el hombre.
De 2 a 3	Sensación de hormigueo.
De 3 a 10	La corriente no es mortal. El sujeto logra normalmente desprenderse del contacto.
De 10 a 25	Contracción muscular, aumento de tensión sanguínea.
De 25 a 80	Posible perturbación en el ritmo cardiaco y respiratorio. Posibilidad de parálisis cardiaca y respiratoria.
De 80 mA a 3 Amp.	Perturbación del ritmo cardiaco. Posibilidad de parálisis cardiaca y respiratoria.
Mayor a 3 Amp.	Especialmente peligrosa. Puede ocasionar fibrilación ventricular de consecuencias mortales en la mayoría de los casos, por lo general ocasiona la muerte.

La corriente eléctrica que pasa a través del cuerpo puede causar quemaduras, reacciones musculares involuntarias, parálisis o fibrilación ventricular. Una de las razones por las que la electricidad puede producir semejantes efectos en el cuerpo humano es de que el cuerpo es un sistema eletro-químico, el cual genera numerosos potenciales y corrientes en el proceso de su normal funcionamiento.

Las células del cuerpo humano están rodeadas por un fluido intersticial cuyo contenido es casi 60% agua. En el agua existen impurezas que se presentan como iones, los cuales son los que se encargan de conducir la corriente eléctrica desde el punto de mayor potencial hacia el menor.

Todas las células del cuerpo humano presentan una diferencia de potencial (voltaje) entre el interior de ellas y el fluido intersticial que

las rodea, cuyo valor es alrededor de 90 mV, negativo con respecto al fluido. Éste es llamado “potencial de reposo”. La excitación de las células musculares y nerviosas está íntimamente ligada con esta diferencia de potencial.

Cuando una célula se excita, su diferencia de potencial con respecto al fluido externo cambia a un valor promedio de 20 mV positivo. Éste es llamado “potencial de acción”. A manera de ejemplo, el electrocardiógrafo y el electroencefalógrafo recogen las variaciones de estos potenciales en la superficie del cuerpo y tienen validez médica para el diagnóstico de enfermedades. Esto nos indica que los potenciales generados en cualquier órgano del cuerpo son transmitidos a través de todo el cuerpo mediante las propias células y en base a la excitación que ellas mismas presentan.

Cuando una célula es estimulada por un impulso eléctrico, ésta a su vez estimulará a las células que la rodean. Debido a que el cuerpo humano depende de los potenciales eléctricos para funcionar, si un potencial externo es aplicado al cuerpo, la actividad normal de las células es alterada.

Se tiene el caso del sistema nervioso, el cual opera en base a la transmisión de corrientes iónicas; si un estímulo externo es aplicado, dicho sistema funcionará en forma errática. Se pueden alterar tanto el sistema sensor así como el motriz. Éste es el caso típico que se manifiesta cuando una persona se queda “pegada” al cable de corriente. También se tiene el caso del corazón, el cual es un órgano que opera sobre bases de continuo estímulo y, cualquier cambio del balance eléctrico originado por una corriente externa puede ser fatal. Cuando esto sucede se puede originar una “fibrilación ventricular”.

Una persona sufre electrocución cuando la corriente eléctrica circula por su cuerpo; es decir, cuando la persona forma parte del circuito eléctrico, pudiendo al menos, distinguir dos puntos de contacto: uno de entrada y otro de salida de la corriente.

La fibrilación ventricular consiste en el movimiento anárquico del corazón, el cual deja de enviar sangre a los distintos órganos y, aunque esté en movimiento, no sigue su ritmo normal de funcionamiento.

La asfixia se produce cuando el paso de la corriente afecta al centro nervioso que regula la función respiratoria, ocasionando el paro respiratorio. Otros factores fisio-patológicos tales como contracciones musculares, aumento de la presión sanguínea, dificultades de respiración, paro temporal del corazón, etc. Pueden producirse sin

fibrilación ventricular. Para las quemaduras se han establecido unas curvas, tal como se ve en la Figura 1.1, que indican las alteraciones de la piel humana en función de la densidad de corriente que circula por un área determinada (mA/mm^2), en función del tiempo de exposición a esa corriente.

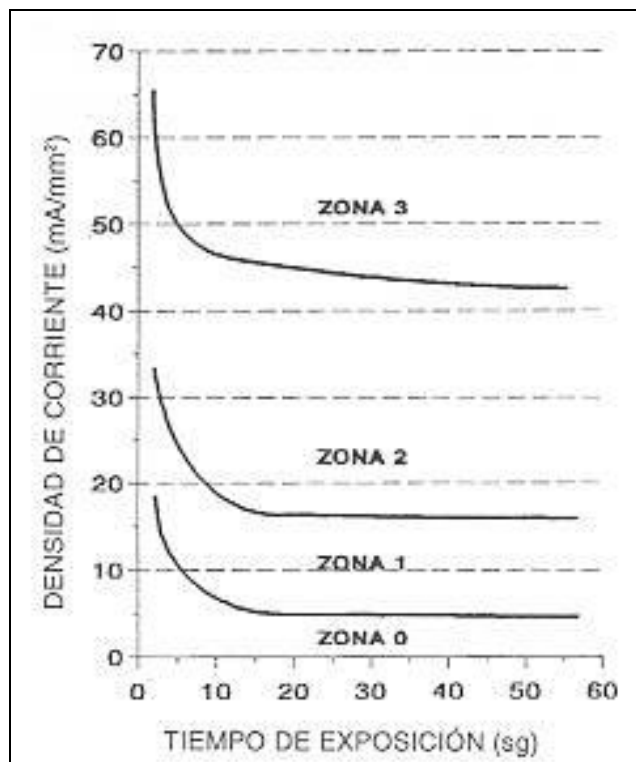


Figura 1.1
Alteraciones de la piel humana en función de la densidad de corriente

En la Figura 1.2 se indican los efectos que produce una corriente alterna, de frecuencia comprendida entre 15 y 100 Hz con un recorrido desde la mano izquierda hacia los pies.

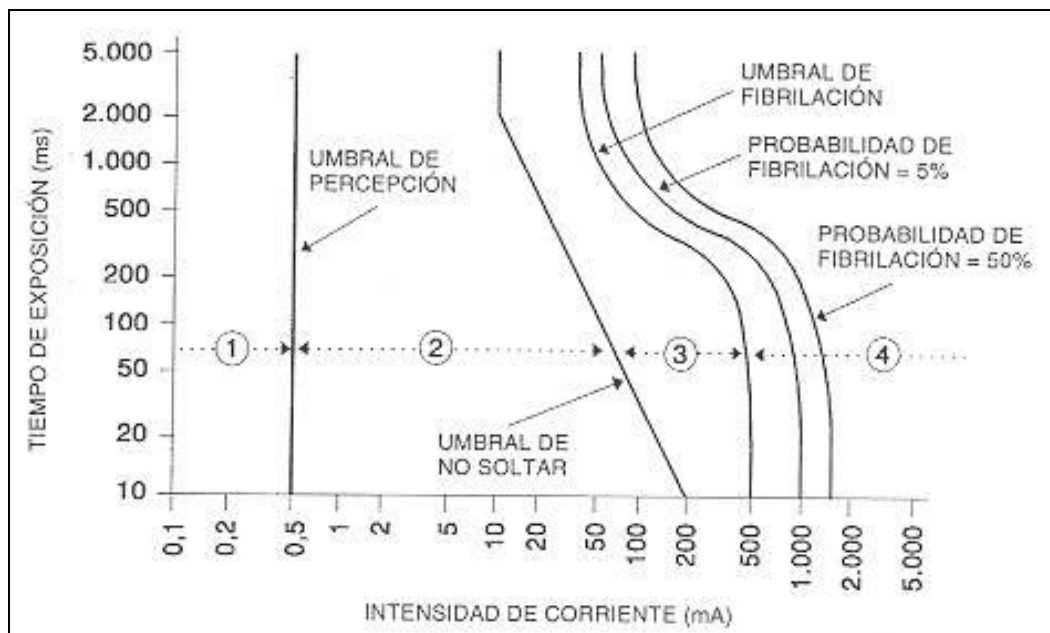


Figura 1.2
Efectos en el organismo producidos por una corriente alterna

La intensidad de corriente es uno de los factores que más inciden en los efectos y lesiones ocasionadas por el accidente eléctrico. Debido a esto, son relevantes los conceptos que se indican a continuación:

- *Umbral de percepción:* es el valor mínimo de la corriente que provoca una sensación en una persona, a través de la que pasa esta corriente. En corriente alterna esta sensación de paso de la corriente se percibe durante todo el tiempo de paso de la misma; sin embargo, con corriente continua solo se percibe cuando varía la intensidad; por ello son fundamentales el inicio y la interrupción del paso de la corriente, ya que entre dichos instantes no se lo percibe, salvo por los efectos térmicos de la misma.

- *Umbral de reacción:* es el valor mínimo de la corriente que provoca una contracción muscular.

- *Umbral de no soltar:* cuando una persona tiene colocados unos electrodos. Es el valor máximo de la corriente que permite a esa persona soltarlos. En corriente alterna se considera un valor máximo de 10 mA , cualquiera que sea el tiempo de exposición. En corriente continua, es difícil establecer el umbral de no soltar ya

que solo el comienzo y la interrupción del paso de la corriente provoca el dolor y las contracciones musculares.

- *Umbral de fibrilación ventricular:* es el valor mínimo de la corriente que puede provocar fibrilación ventricular. En corriente alterna, el umbral de fibrilación ventricular decrece considerablemente si la duración del paso de la corriente se prolonga más allá de un ciclo cardíaco. La fibrilación ventricular está considerada como la causa principal de muerte por choque eléctrico.

En corriente continua, si el polo negativo está en los pies (corriente descendente), el umbral de fibrilación es de aproximadamente el doble de lo que sería si el polo positivo estuviese en los pies (corriente ascendente). Si en lugar de las corrientes longitudinales antes descritas fuese una corriente transversal, la experiencia sobre animales hace suponer que, solo se producirá la fibrilación ventricular con intensidades considerablemente más elevadas.

En la Figura 1.3 se representan los efectos de una corriente continua ascendente con trayecto desde la mano izquierda hacia los pies; se puede apreciar que para una duración de choque superior a un ciclo cardíaco el umbral de fibrilación en corriente continua es muy superior que en corriente alterna.

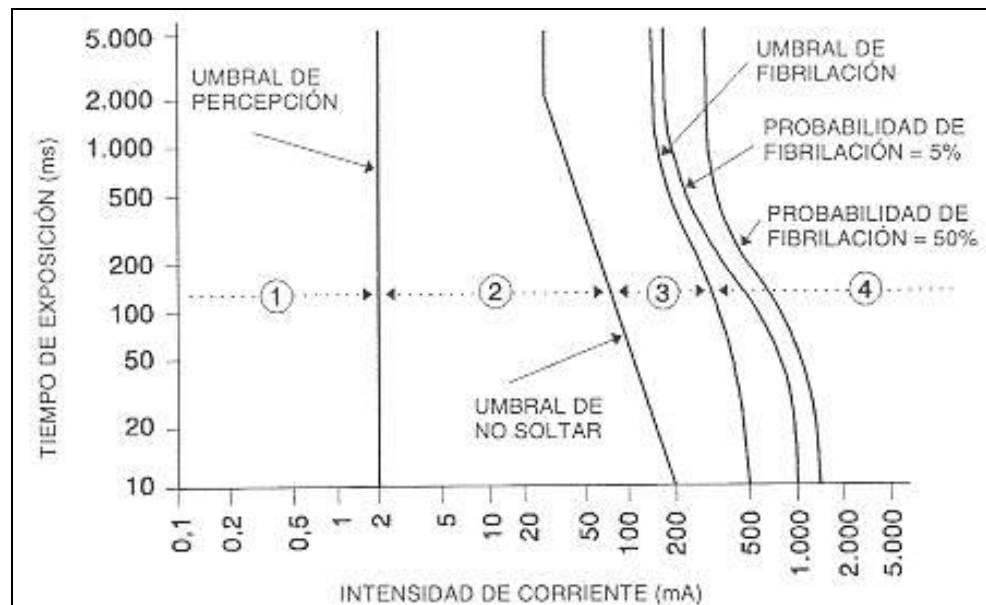


Figura 1.3

Efectos en el organismo producidos por una corriente continua

- *Período vulnerable*: afecta a una parte relativamente pequeña del ciclo cardíaco durante el cual, las fibras de corazón están en un estado no homogéneo de excitabilidad y, la fibrilación ventricular se produce si ellas son excitadas por una corriente eléctrica de intensidad suficiente. Corresponde a la primera parte de la onda T en el electrocardiograma y supone aproximadamente un 10% del ciclo cardíaco completo.

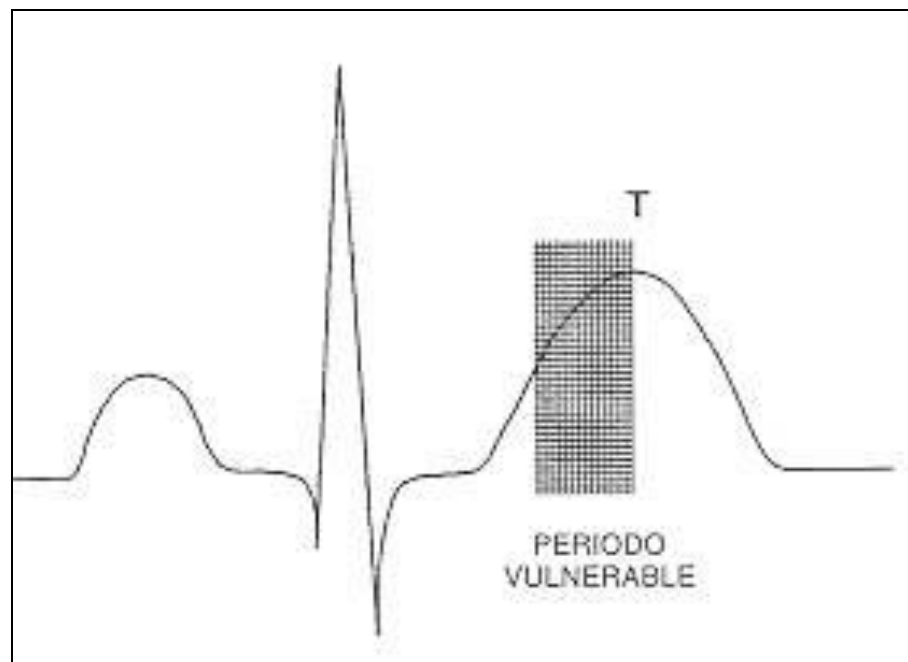


Figura 1.4
Periodo vulnerable del ciclo cardíaco

La Figura 1.5 reproduce un electrocardiograma en el cual se representan los efectos de la fibrilación ventricular, indicándose las variaciones que sufre la tensión arterial cuando se produce la fibrilación; la tensión arterial experimenta una oscilación e inmediatamente, decrece en cuestión de un segundo, hacia valores mortales.

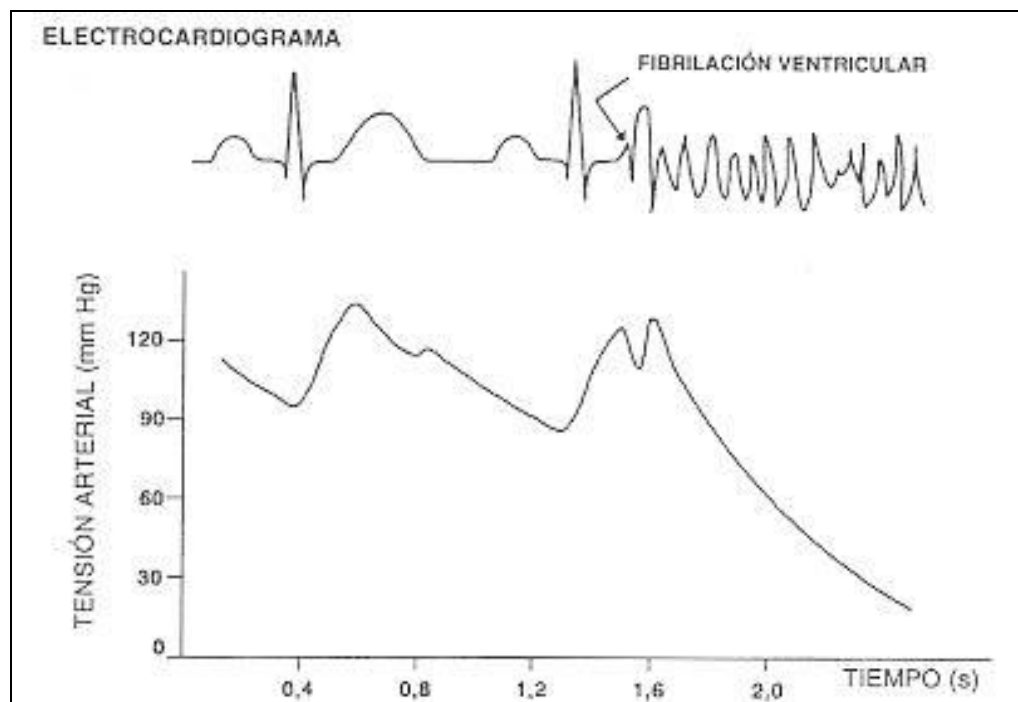


Figura 1.5
Efecto de la fibrilación ventricular como se visualiza en el electrocardiograma y en la tensión arterial

La impedancia en el resultado del accidente depende de las siguientes circunstancias: de la tensión, de la frecuencia, de la duración del paso de la corriente, de la temperatura, del grado de humedad de la piel, de la superficie de contacto, de la presión de contacto, de la dureza de la epidermis, etc.

Las diferentes partes del cuerpo humano, tales como la piel, los músculos, la sangre, etc., presentan para la corriente eléctrica una impedancia compuesta por elementos resistivos y capacitivos. Durante el paso de la electricidad la impedancia de nuestro cuerpo se comporta como una suma de tres impedancias en serie:

- Impedancia de la piel en la zona de entrada.
- Impedancia interna del cuerpo.
- Impedancia de la piel en la zona de salida.

La impedancia interna del cuerpo puede considerarse esencialmente como resistiva, con la particularidad de ser la resistencia de los brazos y las piernas mucho mayor que la del tronco. Además, para tensiones elevadas la impedancia interna hace prácticamente despreciable la impedancia de la piel. Para poder comparar la impedancia interna dependiendo de la trayectoria, en la figura 6 se indican las impedancias de algunos recorridos comparados con los trayectos mano-mano y mano-pie que se consideran como impedancias de referencia (100%).

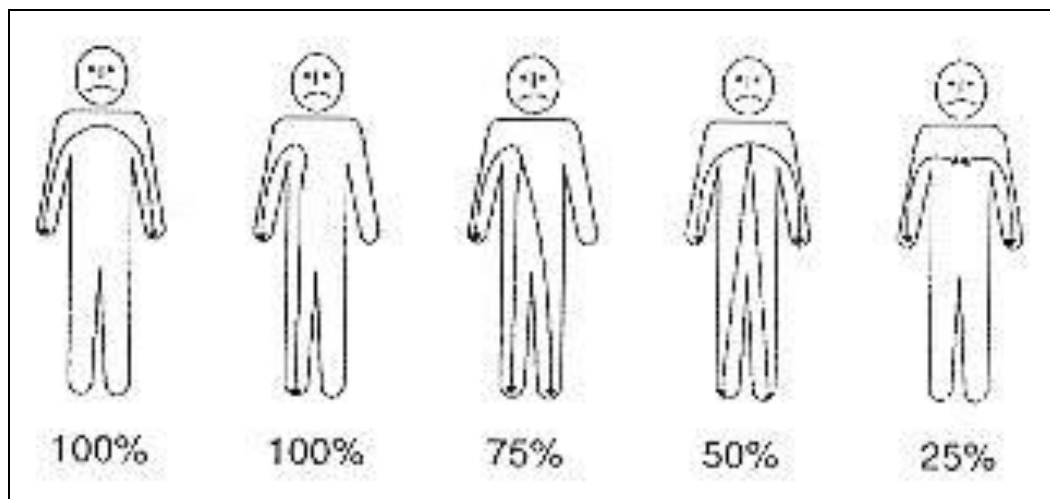


Figura 1.6
Impedancia interna del organismo

En las Tablas 1.2 y 1.3 se indican unos valores de la impedancia total del cuerpo humano en función de la tensión de contacto, tanto para corriente alterna y continua, respectivamente.

Tabla 1.2
Impedancia del cuerpo humano frente a la corriente alterna

Tensión de contacto (V)	Trayectoria mano-mano, piel seca, c. alterna, frecuencia 50-60 Hz, superficie de contacto 50-100 cm ²		
	Impedancia total (Ω) del cuerpo humano que no son sobrepasados por el		
	5% de las personas	50% de las personas	95% de las personas
25	1.750	3.250	6.100
50	1.450	2.625	4.375
75	1.250	2.200	3.500
100	1.200	1.875	3.200
125	1.125	1.625	2.875
220	1.000	1.350	2.125
700	750	1.100	1.550
1.000	700	1.050	1.500
valor asintótico	650	750	850

Tabla 1.3
Impedancia del cuerpo humano frente a la corriente continua

Tensión de contacto (V)	Trayectoria mano-mano, piel seca, c. continua superficie de contacto 50-100 cm ²		
	Impedancia total (Ω) del cuerpo humano que no son sobrepasados por el		
	5% de las personas	50% de las personas	95% de las personas
25	2.200	3.875	8.800
50	1.750	2.990	5.300
75	1.510	2.470	4.000
100	1.340	2.070	3.400
125	1.230	1.750	3.000
220	1.000	1.350	2.125
700	750	1.100	1.550
1.000	700	1.050	1.500
valor asintótico	650	750	850

1.1 DENSIDAD DE CORRIENTE

El término corriente eléctrica, o simplemente corriente, se emplea para describir el flujo de carga que pasa por alguna región. La mayor parte de las aplicaciones prácticas de la

electricidad tiene que ver con corrientes eléctricas. Una gran variedad de aparatos domésticos funcionan con corriente eléctrica alterna. En estas situaciones comunes, el flujo de carga fluye por un conductor; por ejemplo, un alambre de cobre. Es posible también que existan corrientes fuera de un conductor. Por ejemplo, un haz de electrones en el tubo de imagen de un televisor constituye una corriente.

La unidad de corriente del Sistema Internacional es el Amperio (A). Esto significa que 1 Amperio de corriente es equivalente a 1 Culombio de carga que pasa por el área de la superficie en 1 segundo. Si se considera un conductor de área transversal A que conduce una corriente I . La densidad de corriente J en el conductor se define como la corriente por unidad de área.

$$J = \frac{I}{A} = nq v_d$$

La densidad de corriente (J) tiene unidades del Sistema Internacional A/m^2 . La expresión es válida sólo si la densidad de corriente es uniforme y la superficie del área de la sección transversal A es perpendicular a la dirección de la corriente.

1.2 ELECTROFISIOLOGÍA DEL CORAZÓN

El impulso cardíaco se origina en el nódulo sino-auricular y, a través de un sistema de fibras especializadas que constituyen solo una pequeña parte de la masa muscular cardíaca, se desplaza por las aurículas, haciéndolo, en primer lugar, por la derecha. Esto es consecuencia de la ubicación de este nódulo en la unión de la vena cava superior con la misma. En su marcha normal, el impulso se dirigirá al nódulo auriculo-ventricular, y luego al haz de His que, con sus ramas derecha e

izquierda, se distribuirá por el endocardio sobre ambos ventrículos.

Un mecanismo de acoplamiento excitación-contracción facilita que la despolarización de la membrana celular active la contracción muscular. En ese proceso interviene la regulación de la concentración intracelular del calcio y su interacción con las proteínas contráctiles. Este proceso depende de una compleja variedad de canales, intercambiadores y bombas de la membrana citoplasmática, en relación con organelas citoplasmáticas que rodean a esas proteínas.

La fibra cardíaca responde al potencial de acción que determina su contracción de una manera muy distinta al

músculo esquelético, lo que asegura un período refractario, es decir, un intervalo durante el cual éstas no pueden volver a ser excitadas. Esto impide su tetanización, lo que significa que vuelve a ser re-excitada antes de haber finalizado su contracción, generando la detención de su trabajo como bomba impulsante-aspirante. En efecto, el potencial eléctrico tiene una duración casi tan prolongada como la contracción, mientras que en el músculo esquelético actúa sólo a modo de “disparador”. La onda cardíaca del corazón humano se encuentra compuesta por las siguientes etapas:

La onda P (primera onda positiva) que representa la sístole eléctrica auricular grafica la difusión del estímulo eléctrico desde el nódulo sinusal a las aurículas.

El recorrido horizontal isoeléctrico de P a Q representa el período que necesita el estímulo para pasar de las aurículas a los ventrículos, recorriendo el sistema de conducción. Esta etapa es de reposo eléctrico, pues el estímulo recorre su vía sin excitar las fibras musculares. La difusión del estímulo de la musculatura ventricular está representada por el conjunto de ondas QRS.

El recorrido ST es el registro del período en el que los ventrículos están totalmente excitados. En este período, en el corazón no ocurre ninguna variación eléctrica, siendo la excitación difusa, pero estática.

La onda T registra la relajación de los ventrículos con su regreso al estado de reposo.

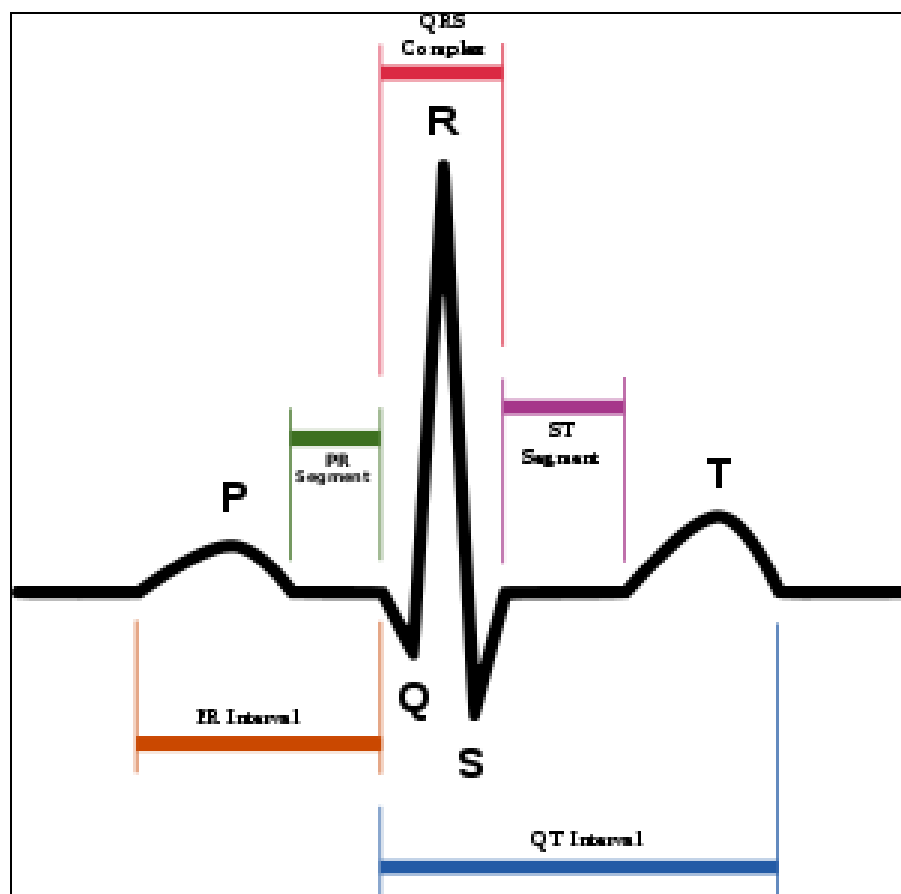


Figura 1.7

Diagrama esquemático de una onda cardiaca del corazón humano

1.2.1 MACROSOCK

Cuando un individuo se transforma en el componente que cierra el circuito sufre una electrocución, que puede llegar a ser mortal. Cuando la corriente pasa a través del cuerpo intacto por la piel, o algún dispositivo aplicado directamente al corazón, puede alcanzar niveles letales. El shock eléctrico se produce cuando la corriente es lo suficientemente intensa para estimular el sistema nervioso o grandes masas musculares.

El efecto fisiológico del shock puede oscilar desde una sensación de hormigueo hasta la necrosis de los tejidos, fibrilación ventricular o muerte. Este efecto es una respuesta eléctrica de las células sensoriales, nervios o músculos a los estímulos eléctricos que tienen un origen

intrínseco (interior del cuerpo) o extrínseco (fuera del cuerpo). La gravedad del shock dependerá de la magnitud del flujo de corriente y del camino que siga a través del cuerpo.

El macroshock se produce cuando la corriente fluye a través de una zona relativamente amplia de la piel, lo cual resulta de un contacto inadvertido con fuentes de voltaje moderadamente elevadas, expresadas en miliamperios. Una corriente que circula a través del pecho con intensidad de 1 a 5 miliamperios puede provocar una quemadura grave en el punto de contacto. Si se ha afectado el sistema de conducción cardíaca, una intensidad de 50 a 100 miliamperios a través del pecho puede provocar una fibrilación ventricular, debido a que el latido del corazón se controla con impulsos eléctricos.

El macroshock se produce a través del tronco del cuerpo, cuando la corriente fluye por diversos recorridos; cada uno de éstos transporta una parte de la corriente. Puede ser peligroso o no, dependiendo de la cantidad de corriente que pase a través del corazón durante su recorrido.

El origen habitual de un macroshock son averías en los circuitos eléctricos, que permiten el contacto de la piel con un cable de corriente o con una superficie a pleno voltaje. En caso de shock, no se debe tomar nunca a la víctima, instrumento o superficie con las manos descubiertas. Se debe desconectar la toma de corriente o utilizar un material aislante para apartar a la víctima de la fuente de electricidad.

1.2.2 MICROSHOCK

El microshock se produce cuando se aplica corriente a una zona muy pequeña de la piel. El desarrollo de las técnicas médicas que permiten la aplicación de impulsos eléctricos directamente al músculo cardíaco ha hecho más evidente el peligro extremo que representa el microshock para un paciente sensible a la electricidad.

El microshock cardíaco es un riesgo potencial de los catéteres permanentes rellenos de algún líquido conductor, sondas introducidas en los grandes vasos y electrodos implantados alrededor del corazón. Estos dispositivos multiplican las posibilidades de electrocución porque pueden ser conductores de la electricidad. Generalmente la parte externa de un catéter

cardíaco está formada por dos partes: un conductor(es) de cables o líquido conductor y una vaina externa aislante. Cuando existe una vía sumamente conductora desde el exterior del organismo hacia los grandes vasos y el corazón, pequeñas corrientes eléctricas pueden provocar fibrilación ventricular y parada cardíaca.

Cuando un shock consigue una vía interna hacia el corazón, solo necesita una milésima parte de la cantidad habitual de electricidad para ser fatal, en comparación a que si el choque se transmitiera a través de la superficie de la piel. El microshock se produce solamente si a través del catéter cardíaco que actúa como conductor, fluye corriente procedente de una fuente externa.

Los catéteres conductores intravasculares que dispersan la corriente a nivel de la piel reducen el riesgo de microshock. La precaución más importante es proteger el extremo descubierto del conductor cardíaco para que no haga contacto con las superficies conductoras, incluido el cuerpo. Siempre que se manipula el extremo de un catéter o conductor cardíacos se deben llevar guantes de goma o plástico.

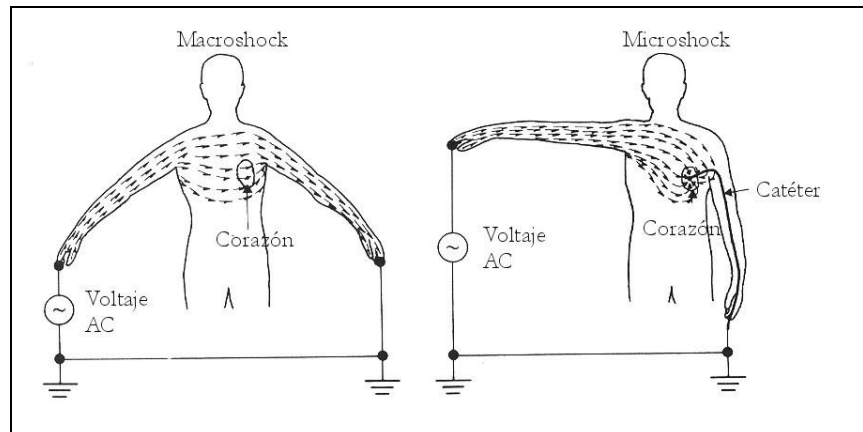


Figura 1.8
Diferencia entre Macroshock y Microshock

Resumiendo, se puede decir que, cuando las corrientes son aplicadas externamente, se trata de un "macroshock"; un macroshock es una respuesta fisiológica a una corriente aplicada en la superficie del cuerpo que produce una estimulación innecesaria, contracción muscular y/o lesión tisular. La magnitud de la corriente necesaria para fibrilar al corazón es mucho mayor cuando la corriente es aplicada en la superficie del cuerpo de lo que sería si la corriente fuera aplicada directamente al corazón. Debe ser considerada la importancia de la localización de los dos puntos de entrada del macroshock, ya que si estos se encuentran muy cercanos el uno del otro, el riesgo de fibrilación es pequeño, incluso para corrientes altas.

Por el contrario, los pacientes son particularmente vulnerables a un shock eléctrico cuando dispositivos invasivos son colocadas en contacto directo con el

músculo cardíaco; puede hablarse entonces de un "microshock", el cual es frecuentemente causado cuando una corriente mayor de $10\mu\text{A}$ fluye a través de un catéter aislado conectado al corazón. Los catéteres pueden estar aislados, ser tubos (reellenos de un fluido conductor) o un alambre sólido (que funcione como cable de marcapasos, por ejemplo).

CAPÍTULO II

2. PROTECCIÓN CONTRA ACCIDENTES ELÉCTRICOS EN AMBIENTES DE HOSPITAL.

Muchos de los equipos, medicamentos y procedimientos usados para procurar la salud de los pacientes en consultorios y nosocomios en general pueden representar "riesgos".

Debido a esto, se han formulado normas y estándares que contemplan riesgos por electricidad, radiación, magnetismo, toxicidad, agentes infecciosos, presión, incendios (sustancias inflamables), sobrecalentamiento, explosión e interrupciones de energía. Para prevenir un microshock, las normas de seguridad indican que la máxima corriente de fuga que puede permitirse en un aparato de electrodiagnóstico es de 10 μA . Como se puede observar en la Tabla 2.1, las normas de seguridad permitidas en instrumentos electromédicos son extremadamente seguras.

Tabla 2.1
Normas de seguridad eléctrica en instrumentos electromédicos

REFERENCIAS (Tomadas a 60 Hz o C.C.)	PACIENTE SENSITIVO	PACIENTE GENERAL DE RIESGO MEDIO	PACIENTE GENERAL Y STAFF DE RIESGO NORMAL
Resistencia del cuerpo humano	500 o 1000 Ω	500 ó 1000 Ω	500 ó 1000 Ω
Corriente máxima de fuga	10 μ A	100 μ A	500 μ A
Tensión máxima de fuga	10 mV	100 mV	500 mV
Impedancia entre placas de tierra de cabecera	0.05 Ω	0.1 Ω	0.1 Ω
Máxima impedancia entre terminal de tomacorriente y tierra de referencia para 20 A de consumo	0.1 Ω	0.2 Ω	0.2 Ω
Máxima resistencia entre gabinete y terminal de tierra del enchufe	0.1 Ω	0.1 Ω	0.5 Ω
Máxima resistencia de aislación de tierra de metales pasivos	1 Ω	1 Ω	5 Ω
Máxima corriente de fuga entre terminal de tierra y el enchufe	100 μ A	100 μ A	500 μ A
Máxima corriente entre el panel del paciente y tierra y entre cables del paciente	10 μ A	50 μ A	500 μ A
Mínima resistencia de aislación a 100 V de C.C. y entre vivo y tierra y entre neutro y tierra del cable de alimentación.	1 Ω (100 μ A)	1M Ω	0.5 M Ω
Mínima impedancia de aislación a 120 V/ 60 Hz entre cables de paciente y tierra.	12 M Ω (10 μ A)	1.2 M Ω (100 μ A)	-
Límites de conductividad en Salas de cirugía, UCI, cámaras hiperbáricas, salas de diagnóstico cardiológico.	Piso, mínimo > 10 k Ω , Promedio > 25k Ω Piso, máximo <5 M Ω , Promedio 1M Ω Zapatos conductivos: máximo 500 k Ω Muebles < 250 k Ω Accesorios de servicio < 1 M Ω		

2.1 DISTRIBUCIÓN DE LA ENERGÍA ELÉCTRICA EN AMBIENTES DE HOSPITAL

El mayor riesgo que existe en un ambiente hospitalario es el relacionado con la electricidad; en primer lugar, porque la energía eléctrica puede producir explosiones en cualquier ambiente inflamable y, en segundo lugar, porque si existiera alguna fuga de corriente eléctrica, ésta podría fácilmente circular por el cuerpo humano. En pocas palabras, un equipo médico que está trabajando aparentemente bien podría enviar corrientes eléctricas a un paciente, sin que lo advierta el médico. La consecuencia del paso de estas corrientes por el cuerpo puede ser fatal, ya que pueden causar daños a las fibras musculares del corazón.

Un sistema de distribución de energía eléctrica es un conjunto de equipos que permiten energizar en forma segura y confiable

un número determinado de cargas en distintos niveles de tensión, ubicados generalmente en diferentes lugares. Dependiendo de las características de las cargas, los volúmenes de energía involucrados y las condiciones de confiabilidad y seguridad con que deban operar los sistemas de distribución se clasifican en industriales, comerciales, urbanos y rurales.

Un hospital se encuentra clasificado dentro de la distribución comercial, en donde este tipo de sistemas tiene sus propias características, como consecuencia de las exigencias especiales en cuanto a seguridad de las personas y de los bienes, por lo que requieren de importantes fuentes de respaldo en casos de emergencia.

2.3.1 ACOMETIDA ELÉCTRICA

La acometida es una derivación desde la red de distribución de la empresa de servicio eléctrico hacia la edificación, la cual termina en el interruptor principal de servicio instalado, después del medidor de energía eléctrica. Éste es el punto donde comienzan las instalaciones internas.

Los conductores de la acometida deberán ser continuos desde el punto de conexión de la red hasta los bornes de la entrada del equipo de medida. No se aceptarán empalmes ni derivaciones en ningún tramo de la acometida. En la caja o armario de medidores deberá reservarse una longitud del conductor de la acometida, suficiente para permitir una fácil conexión al equipo de medida.

Existen tres tipos de acometidas:

- Aéreas: Desde redes aéreas de baja tensión la acometida podrá ser aérea para cargas instaladas iguales o menores a 35 kW.

- Subterráneas: Desde redes subterráneas de baja tensión, la acometida siempre será subterránea. Para cargas mayores a 35 Kw y menores a 225 Kw desde redes aéreas, la acometida siempre será subterránea.

- Especiales: Se consideran especiales las acometidas a servicios temporales y provisionales de obra. Deberá constar como mínimo de los siguiente elementos:
 - Conductor de las acometidas

- Caja para instalar medidores o equipo de medición.

- Tubería metálica para la acometida y caja de interruptores automáticos de protecciones.

- Línea y electrodo de puesta a tierra.

2.1.2 ILUMINACION

La luz es una necesidad humana elemental y, por lo tanto, es esencial para el bienestar y la salud. La iluminación en hospitales, salas de consulta, etc., debe servir a dos objetivos fundamentales: garantizar las óptimas condiciones para desarrollar las tareas correspondientes, y contribuir a una atmósfera en la que el paciente se sienta confortable. Todo esto garantizando la máxima eficiencia energética posible.

Los servicios relacionados con la salud están sufriendo cambios estructurales muy importantes. Por un lado, los centros hospitalarios son espacios para el servicio social con importantes requerimientos de confort y sobre todo, de prestación de las últimas técnicas médicas. Sin embargo, por otro lado, un centro hospitalario es también un centro de servicios en el campo de la salud, que se debe regir por las reglas de la economía con respecto a la calidad y coste de sus servicios.

Al estudiar el diseño del alumbrado de un centro hospitalario, observamos la existencia de distintas tareas que requieren de un tratamiento específico. Trataremos los espacios uno por uno, no aislándolos, sino relacionándolos en un todo.

➤ Actividad visual y espacios:

Contemplando la similitud de las tareas, en los centros hospitalarios se pueden distinguir, genéricamente, los siguientes grupos, clasificados según el nivel de percepción que se precisa para realizar la tarea o función específica.

Espacios con actividad visual elevada:

- Quirófanos
- Laboratorios
- Salas de rehabilitación y terapia
- Salas de reconocimiento y tratamiento
- Unidad de Cuidados Intensivos (UCI)
- Servicios de urgencias
- Salas de rayos X
- Salas de medicina nuclear
- Salas de radioterapia
- Salas de consultas externa

Espacios con actividad visual normal:

- Unidades de hospitalización
- Farmacia
- Oficinas
- Despachos

Espacios con actividad visual baja:

- Vestíbulos
- Pasillos y escaleras
- Comedores y cafeterías
- Servicios
- Almacenes
- Zonas de esperas y paso

➤ Espacios de representación

En los Centros hospitalarios existen determinados locales o zonas especialmente significativas, que requieren soluciones en las que no siempre deba ser predominante la exigencia de la eficiencia energética.

Estos pueden ser:

- Salas de actos.
- Zonas de dirección.
- Despachos de consulta.
- Accesos exteriores

➤ Actividades especiales

Pueden clasificarse dentro de este apartado las propias del alumbrado de hospitales y que requieren elevadas exigencias de realización visual: quirófanos, laboratorios, salas de curas, autopsias, etc.

2.1.3 PUESTA A TIERRA DE TOMACORRIENTES POLARIZADOS

En todos los lugares usados para el cuidado de pacientes, los tomacorrientes y las superficies conductivas (metálicas) de los equipos fijos, los cuales transportan corriente, pueden estar energizados operando con tensión mayor a 100 voltios y estar al alcance de las personas, deben ser puestos a tierra por medio de un conductor de cobre aislado, cuyo calibre debe estar de acuerdo con la Tabla 2.2, instalado junto con los conductores del circuito ramal que alimenta estos tomacorrientes o equipos.

Los tomacorrientes con terminal de puesta a tierra aislada deben ser identificados mediante un triángulo

color naranja. Tal identificación debe ser visible después de su instalación. Estos tomacorrientes o los equipos alimentados de ellos, no se instalaran en la vecindad del paciente dentro del área de cuidados intensivos.

Tabla 2.2
Calibre mínimo de los conductores de puesta a tierra para canalizaciones y equipos

Capacidad nominal de la protección en amperios	Calibres de conductores de cobre		Capacidad de corriente en falla *	Factor K **	Sobrecarga permitida	Capacidad según tabla 310-16 ***
	AWG	kcmil				
20	12	6530	155	7.7	125%	25
30	10	10380	246	8.2	117%	35
40	10	10380	246	6.1	88%	35
60	10	10380	246	4.1	58%	35
100	8	16510	391	3.9	50%	50
200	6	26240	621	3.1	33%	65
400	3	52620	1,245	3.1	25%	100
600	1	83690	1,981	3.3	22%	130
800	1/0	105600	2,499	3.1	19%	150
1000	2/0	133100	3,150	3.2	18%	175
1200	3/0	167800	3,972	3.3	17%	200
1600	4/0	211600	5,008	3.1	14%	230
2000	250 kcmil	250000	5,917	3.0	13%	255
2500	350 kcmil	350000	8,284	3.3	12%	310
3000	400 kcmil	400000	9,467	3.2	11%	335
4000	500 kcmil	500000	11,834	3.0	10%	380
5000	700 kcmil	700000	16,568	3.3	9%	460
6000	800 kcmil	800000	18,935	3.2	8%	490

* Un amperio por cada 42,25 circular mill por cinco segundos.
 ** FACTOR K: Para calcular la capacidad de corriente en falla.
 *** Basada en 75° C para conductores de cobre. Tabla 310-160 norma NTC 2050

El conductor de puesta a tierra del equipo de tomacorrientes especiales, tales como aquellos para la operación de equipos móviles de rayos X, serán extendidos hasta el punto de puesta a tierra de referencia en todos los sitios donde tales tomas existan; cuando tal circuito es alimentado por un sistema aislado, no puesto a tierra, el conductor de tierra debe ir por vía distinta a la de los conductores activos del circuito, sin embargo el terminal de puesta a tierra del equipo del tomacorriente de uso especial estará conectado al punto de puesta a tierra de referencia.

Las tapas de las salidas pueden ser puestas a tierra por medio de tornillos metálicos de montaje, los cuales fijan la tapa a la caja de salida metálica puesta a tierra o conectadas a un dispositivo de alumbrado puesto a tierra.

2.1.4 CONSIDERACIONES EN SALAS ESPECIALES DE HOSPITAL

Los principales contribuyentes a los accidentes eléctricos en las salas especiales de los hospitales son: equipo en mal estado, el alambrado defectuoso, mal uso de los equipos y los más comunes son por corrientes de fuga en los equipos. Los problemas eléctricos son la segunda causa de accidentes eléctricos, en mayor medida por la violación de las normas del buen uso de los equipos y reglamentos de instalaciones.

Debido a la alta sensibilidad de los equipos electrónicos-biomédicos, éstos pueden fallar si su sistema eléctrico de alimentación no está construido de acuerdo con normas de ingeniería.

➤ Eficiencia de la puesta a tierra

La puesta a tierra es eficiente cuando cualquiera de dos superficies conductoras descubiertas en la vecindad del paciente que está en áreas de cuidado crítico, no sobrepase los 20 mV, medidos a través de una resistencia de 1000 ohmios. En consecuencia, la impedancia límite entre dos superficies expuestas (eléctricamente conductoras) será de 0.2 ohmios.

➤ Tomacorrientes de cama de pacientes

Cada puesto de paciente deberá estar provisto de tres tomacorrientes dobles puestos a tierra mediante un conductor de cobre aislado. Todos los tomacorrientes deben ser del tipo “Grado Hospitalario” e identificarse de forma visible como tales. Cada toma

debe ponerse a tierra mediante un conductor de cobre aislado dimensionado de acuerdo con la Tabla 2.2.

Cada puesto de cama de paciente debe ser alimentado al menos de dos circuitos, de los cuales uno o más de ellos debe provenir del sistema de emergencia y al menos uno de ellos debe ser un circuito ramal individual. Todos los circuitos ramales del sistema normal deben originarse en el mismo tablero. Los tomacorrientes deben ser identificados y también indicarán el tablero y el número del circuito que los alimenta.

Las barras terminales de puesta a tierra de los equipos del tablero normal y del sistema de emergencia deben ser unidas con un conductor de cobre aislado y continuo no menor del calibre No.

10. Cuando más de dos (2) paneles alimentan la misma área este conductor deberá ser continuo entre ellos.

Se preverá uno o más puntos de interconexión de un ambiente y serán puestos a tierra al punto de referencia por medio de un conductor de cobre aislado y continuo no menor del calibre No. 10.

2.3.1 QUIRÓFANO

Las quemaduras y los incendios que se producen en los quirófanos siguen siendo episodios graves, aunque por fortuna se han vuelto infrecuentes tras el abandono de los agentes anestésicos inflamables y gracias a los avances de la electrocirugía. Su prevención se basa en el

cumplimiento de las normas para una buena práctica, en la supresión de antisépticos alcohólicos y en la sensibilización de todo el personal. A pesar de las medidas adoptadas para garantizar la continuidad de la alimentación eléctrica, se puede producir un fallo general en los dispositivos auxiliares y el personal debe someterse a un entrenamiento periódico para hacer frente a esta situación de crisis. Los accidentes de electrocución son excepcionales en los pacientes, gracias a las medidas de seguridad adoptadas en las instalaciones eléctricas y a las normas aplicadas a los aparatos electromédicos.

Las interferencias electromagnéticas de orígenes diversos, como las que proceden de los teléfonos móviles o de otros dispositivos electrónicos, pueden afectar a los equipos electromédicos.

En la actualidad, los riesgos de interferencias electromagnéticas están relativamente bien controlados y, los progresos realizados en el ámbito de la compatibilidad electromagnética permiten el desarrollo en los hospitales de tecnologías de comunicación inalámbrica. La exposición a las radiaciones electromagnéticas procedentes de instalaciones eléctricas y de aparatos electromédicos es inocua para la salud del personal sanitario.

2.3.2 UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS

La Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) es una instalación especial de un hospital que proporciona medicina intensiva. Muchos hospitales han habilitado áreas de cuidados intensivos para algunas especialidades médicas.

Dependiendo del volumen de pacientes ingresados, puede haber varias Unidades de Cuidados Intensivos especializadas en diferentes áreas de la Medicina, como son:

- Cuidados Intensivos Cardiológicos o Unidad Coronaria
- Unidad Postoperatoria de Cirugía Cardíaca
- Trasplante de Órganos
- Cuidados Intensivos Psiquiátricos
- Cuidados Postoperatorios, aunque la mayoría son Unidades de Cuidados Intensivos Polivalentes.

Si la población pediátrica lo justifica, se desarrollan Unidades de Cuidados Intensivos Pediátricos, que debemos diferenciar de las Unidades Neonatales cuyos pacientes se mueven

en un rango estrecho de edad (desde el nacimiento hasta el día 28 de edad) conocido como período neonatal.

2.3.3 SALA DE URGENCIAS

El departamento de Urgencias, a veces llamado sala de emergencia (ER), ofrece el servicio de tratamiento inicial para pacientes con un amplio espectro de enfermedades y lesiones, algunas de las cuales pueden ser una amenaza para la vida y requieren atención inmediata.

Este departamento se desarrolló en respuesta a un aumento de la necesidad de una rápida evaluación y gestión de las enfermedades críticas. En la mayoría de países, los departamentos de urgencias

se han convertido en importantes puntos de entrada para aquellos que carecen de otros medios de acceso a la atención médica.

Cuando una persona ingresa a la sala de urgencias, se somete a una breve clasificación, una entrevista para ayudar a determinar la naturaleza y la gravedad de su enfermedad. Los individuos con enfermedades graves son vistos por un médico con mayor rapidez que aquellos con síntomas menos graves o lesiones. El personal de emergencia en los departamentos puede incluir no sólo los médicos y enfermeras, además asistentes médicos y profesionales de enfermería con formación especializada en medicina de emergencia.

El departamento de urgencias de un hospital opera

las veinticuatro horas del día, aunque los niveles de personal suelen ser más bajos en la noche. Dado que el diagnóstico debe ser realizado por un médico, el paciente es inicialmente tratado por una queja, la cual sigue siendo un hecho primario hasta que finalmente el médico tratante hace un diagnóstico.

2.1.5 SISTEMA ELÉCTRICO DE EMERGENCIA

En nuestro país, por diversas causas, la continuidad en el servicio de energía eléctrica por parte de la compañía suministradora se ve con mucha frecuencia afectada. Por esta razón en el sistema hospitalario, se hace necesario disponer de un generador auxiliar de emergencia (planta eléctrica), como el que se muestra en la Figura 2.1, para

que en ningún momento se paralicen aquellos servicios que son esenciales para la atención de los pacientes.

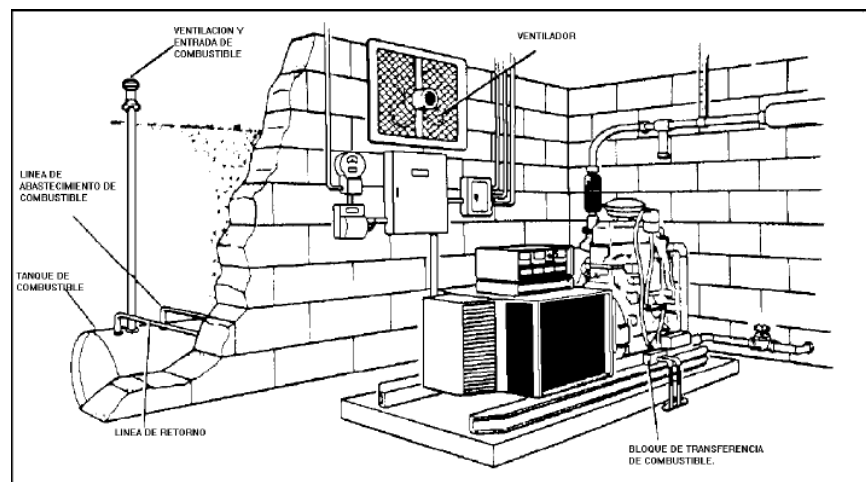


Figura 2.1

Generador auxiliar de emergencia (planta eléctrica)

Entonces la finalidad de la planta eléctrica de emergencia es la de proporcionar en el sitio la energía eléctrica necesaria cuando existe una falla en el suministro de la red pública, mediante la disposición de una transferencia automática, cuya función es de

transferir y retransferir la energía eléctrica cuando exista pérdida de suministro de la red pública.

2.2 MANTENIMIENTO ELÉCTRICO EN UN HOSPITAL

El concepto de sistema de mantenimiento, exige estandarizar los pasos y procedimientos para llevar a cabo las tareas operativas y administrativas, relacionadas con la conservación y mantenimiento de la infraestructura y los equipos, de un establecimiento de salud.

El mantenimiento preventivo es un procedimiento que se realiza de manera periódica, para minimizar el riesgo de fallo y asegurar la continua operación de los equipos, logrando que se encuentren en óptimas condiciones durante su vida útil.

2.3 AISLAMIENTO Y PROTECCIÓN PARA EL PACIENTE

La resistencia de la piel está determinada principalmente por la capa córnea de la epidermis. Por cada cm^2 de piel seca y sin lesión, la resistencia que se presenta está en un rango que va desde los $5\text{k}\Omega$ hasta casi $1\text{M}\Omega$, dependiendo de la parte del cuerpo y la humedad que está presente. Si la piel está cortada o húmeda, su resistencia se reduce hasta el 1% del valor que presenta cuando está seca e intacta.

En contraste, la resistencia interna del cuerpo es de aproximadamente 200Ω para cada miembro y alrededor de 100Ω para el tronco, así mismo la resistencia interna entre dos miembros cualesquiera es de aproximadamente 500Ω . Sin embargo, estos valores son seguramente más altos en personas obesas, ya que la resistividad específica de la grasa es alta. Del modo que sea, cualquier procedimiento médico que reduzca o

elimine la resistencia de la piel, incrementa la posibilidad de flujo de corriente a través del paciente, exponiéndolo a macroshocks.

A pesar de que todos los dispositivos eléctricos están diseñados para minimizar la posibilidad de que los usuarios queden expuestos a voltajes peligrosos, muchos dispositivos tienen chasis metálicos o gabinetes que el personal médico y los pacientes pueden tocar; si el chasis no se encuentra aterrizado, se puede producir una falla de aislamiento o un corto entre el chasis y el vivo del voltaje de alimentación, esto provoca un potencial de 115V entre el chasis y cualquier objeto que se encuentre aterrizado, en tal caso si una persona se encuentra tocando algún objeto aterrizado y hace contacto con este chasis al mismo tiempo, lo más probable es que sufra un macroshock.

Debido a esto, es necesario conocer los métodos básicos de protección contra descargas eléctricas ocasionadas por los equipos biomédicos; a continuación se describen algunos:

- Puesta a tierra de equipos médicos.
- Aislamiento eléctrico.
- Aislamiento de las partes conectadas al paciente.
- Doble aislamiento.
- Protección por bajo voltaje.

2.3.1 PUESTA A TIERRA DE EQUIPOS MÉDICOS

Todo circuito eléctrico o electrónico debe ser colocado a tierra principalmente por los siguientes motivos:

- Es una de las formas primarias de reducir ruido e inducción no deseados.
- Provee un punto equipotencial de referencia para las tensiones de las señales.
- Para la protección contra el choque eléctrico.

La razón fundamental para poner un sistema eléctrico a tierra es por seguridad. Una correcta puesta a tierra tiende a minimizar los ruidos de naturaleza electromagnética que produce la unidad en su funcionamiento normal.

Una conexión de baja impedancia conectada desde los equipos y objetos metálicos a tierra minimiza los peligros para el operador en el caso de fallas en el

equipo. Además se establece un camino para la descarga estática, previo al aumento de potencial evitando la producción de arcos eléctricos.

En salas de operación es fundamental evitar las descargas estáticas que pueden producirse por frotamiento, ya que en el caso de pacientes con catéteres o agujas, puede producirse un camino para la descarga por ese camino, produciendo un microshock.

En el entorno hospitalario coexisten varios sistemas independientes de distribución de energía que pueden interferirse entre si de manera electromagnética o a través de la red misma de distribución (redes de computación, telefonía, motores, etc.). Para evitar

inconvenientes en los equipos médicos es importante que el camino de tierra de estos sea independiente de los otros sistemas que se encuentran en el entorno hospitalario. Para evitar problemas en un sistema general de alimentación debe existir un solo punto de retorno.

A continuación se enuncian las más importantes exigencias que se deben tener en cuenta en las puestas a tierras hospitalarias:

- Redundantes, el principal criterio sobre tierras para hospitales que las hace diferentes a otras instalaciones es el de construirlas redundantes.
- El neutro, debe conectarse en uno y solo un punto, en el transformador y antes de cualquier medio de

desconexión o dispositivo de protección. Este punto debe ser un barraje equipotencial de cobre.

- A su vez la carcasa del transformador o de un equipo, el neutro y el cable principal de tierra deben estar aterrizados siempre, sin seccionamientos ni posibilidad de daño.
- Los electrodos de puesta a tierra, deben estar tan cerca como la práctica lo permita, de la conexión al neutro del sistema. Preferentemente deben emplearse varillas de cobre, enterradas verticalmente.
- Malla de puesta a tierra, debe tener por lo menos una caja de inspección de 0.3 x 0.3 m con tapa

fácil de levantar de acuerdo con el diseño de dicha malla.

- Partes metálicas, las tuberías metálicas subterráneas, la estructura metálica del edificio, los apantallamientos, en el caso que los hubiera, debe unirse entre sí y conectarse al sistema de puesta a tierra. Los ductos, las bandejas para cableado y las cajas para salidas tienen que unirse rígidamente a la fuente del sistema, si este es alimentado en forma separada.
- Además los ductos metálicos, los gabinetes, las estructuras y demás partes metálicas del equipo eléctrico, no portadoras de corriente, deben mantenerse a una distancia mayor de 1.8 m de los bajantes de pararrayos o de la distancia calculada

como segura. Si no es así deberían unirse rígidamente entre sí.

Los cables deben tener una pantalla o armadura metálica exterior válida como trayectoria de tierra. Con esto se busca que los circuitos parciales que alimentan las áreas de cuidado de pacientes dispongan de una trayectoria a tierra redundante a través de un ducto o cable metálico. Esta trayectoria es adicional a la que se tiene mediante el conductor de puesta a tierra aislado.

2.3.2 AISLAMIENTO ELÉCTRICO

En todo hospital existen áreas donde la protección es crítica, en todos los quirófanos debe instalarse un tablero de aislamiento para Hospitales.

En un quirófano siempre se utilizan Equipos de Soporte de Vida, es decir equipos que no pueden dejar de ser alimentados eléctricamente, además con frecuencia es un área húmeda por el tipo de trabajo que ahí se realiza, y también, puede ser explosiva por los anestésicos o gases utilizados. Todo ello conlleva a que el diseño de la instalación eléctrica deba ser con equipos que protejan ante falla a tierra sin interrumpir el suministro y que además no produzcan chispa, esto se logra con los Tableros de Aislamiento para Hospitales, que ofrecen los siguientes beneficios:

- Evitar que corriente eléctrica fluya de manera accidental por el paciente durante la operación o tratamiento.
- Evitar que equipo electromédico de Soporte de Vida sea desenergizado al presentarse una falla a tierra.

- Evitar la aparición de chispas en un ambiente que puede ser explosivo debido a los gases médicos utilizados para anestesia, tratamientos, así como los gases generados durante el proceso quirúrgico.
- Dar protección de falla a tierra en un local que puede volverse húmedo por los procedimientos quirúrgicos a realizar.
- Monitorear el aislamiento del sistema eléctrico en una sala de operación para evitar corrientes de fuga peligrosas al paciente y cuerpo médico.

2.3.3 AISLAMIENTO DE LAS PARTES CONECTADAS AL PACIENTE

El chasis y/o gabinete de un equipo puede estar aterrizado por medio de un tercer alambre en el sistema

de alimentación de energía, como lo muestra la Figura 2.2 este alambre de "tierra" está conectado al neutral de la línea de alimentación y a una varilla de cobre de aproximadamente 1.5m de longitud que debe ser enterrada de preferencia en un lugar con humedad permanente (tierra física). Además, debe presentar un potencial de 0.5 a 0.8V como máximo entre éste y el neutro de la línea y una impedancia menor a 0.1W. Entonces, cuando un corto ocurre entre el "vivo" de la alimentación y el chasis, la corriente fluye con seguridad por el tercer cable aterrizado a tierra física.

En el caso de los quirófanos es conveniente instalar una malla metálica en el piso (conectada a tierra física) y conectar a ella todo el equipo y mobiliario con estructura, chasis o gabinete metálico, para evitar descargas estáticas sobre el paciente.

Por otro lado se debe tener especial cuidado con los fluidos tales como sangre, orina, soluciones intravenosas e incluso fórmulas pediátricas las cuales pueden conducir la electricidad, Estos riesgos ocurren principalmente en las áreas de hospitales sujetas a condiciones con humedad, tal es el caso de áreas de hemodiálisis y terapias físicas.

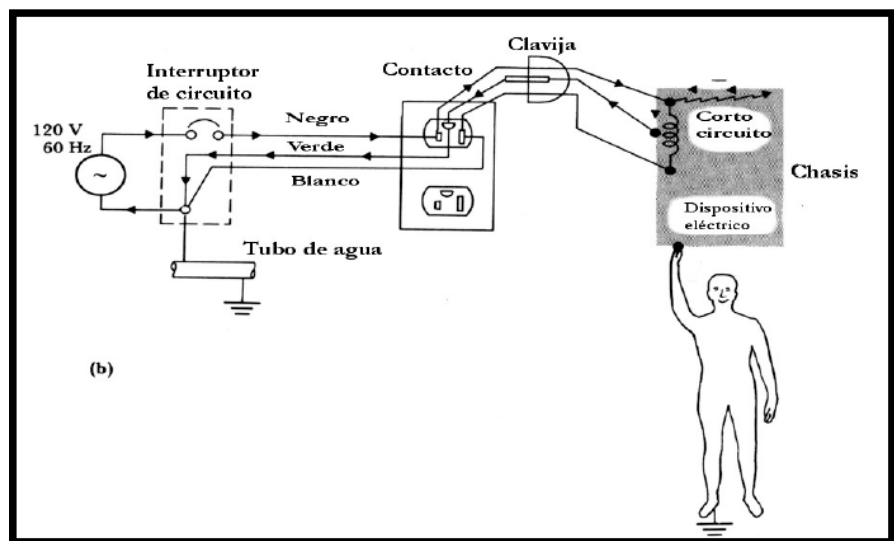


Figura 2.2

Diagrama de flujo de la trayectoria de la corriente en chasis aterrizado

2.3.4 DOBLE AISLAMIENTO

Este sistema sólo consiste en el empleo de un gabinete o chasis No Metálico, aumentando el valor de la resistencia que se presenta entre la falla o corto circuito de la línea y el chasis del equipo, por lo tanto la corriente no circularía a través de la persona que toque el equipo. Incluso, con este tipo de aislamiento no es necesaria la tercera terminal aterrizada a tierra física; lo único que debe evitarse es la presencia de líquidos conductores en el gabinete del equipo, ya que éstos podrían ocasionar el corto circuito.

2.3.5 PROTECCIÓN POR BAJO VOLTAJE

Este método se basa en el empleo de baterías como fuente de alimentación, logrando con esto el manejo de corrientes muy pequeñas, y aunque no exista una conexión a tierra física, en caso de corto circuito, se produciría un flujo de corriente muy pequeño, no peligroso.

Existen dispositivos usados comúnmente, los interruptores de circuito en corto (Ground-Fault Circuit Interrupters, GFCI) o relevador diferencial. Este circuito se desconecta de la fuente de alimentación cuando ocurre una falla o corto circuito que genere una corriente de alrededor de 6mA.

El GFCI sensa la diferencia entre estas dos corrientes y desconecta la alimentación cuando esta diferencia (la cual circula haciendo tierra en algún punto) excede el valor de un “arreglo” predeterminado. Este circuito interrumpe la alimentación sin diferenciar si la corriente de corto circula a través de un cable o de una persona.

CAPÍTULO III

3. EQUIPO SIMULADOR DE ACCIDENTES ELÉCTRICOS CON DISEÑO ANTERIOR.

Los peligros de accidentes eléctricos en hospitales han recibido últimamente mucha atención. Por algún tiempo esto se lo efectuaba como resultado de normalizaciones técnicas, cuyo objetivo era diseñar equipos médicos más seguros; sin embargo, el diseño del equipo por sí solo no puede prevenir accidentes.

Un estudio reciente tiende a la conclusión de que “el mantenimiento y la educación del usuario son las mejores técnicas para resolver los más comunes y principales problemas en el uso de equipos médicos”. Esto invita a la educación apropiada de todo el personal comprometido con los procedimientos de seguridad dentro del ambiente hospitalario.

Estas situaciones que pueden conducir a un accidente eléctrico, no son a menudo fácil de entender o reconocer. Esto es, especialmente cierto con personal como médicos o enfermeras, los que usualmente tienen poco conocimiento de principios eléctricos. En la instrucción de médicos y enfermeras se hace énfasis en aquello de “aprender haciendo”, en lugar de la enseñanza de conceptos abstractos.

El desarrollo de un simulador especial para este propósito es una ventaja apropiada; el cual fue bautizado como: “Simulador de fallas y peligros debido al mal funcionamiento de equipos eléctricos”.

3.1 COMPONENTES DEL SIMULADOR

Básicamente el simulador anterior consiste de una caja de dimensiones conocidas, cuyo panel central está ocupado por la

silueta de un “paciente”, el cual tiene contactos localizados sobre ambos brazos y sobre la pierna derecha; estos contactos se conectan a una red de 6 resistores de $1.2K\Omega$ y 2 potenciómetros de 100Ω cada uno. Estos resistores tienen un arreglo tipo puente cuyos dos terminales de salida se conectan a una resistencia de 100Ω que simula al corazón.

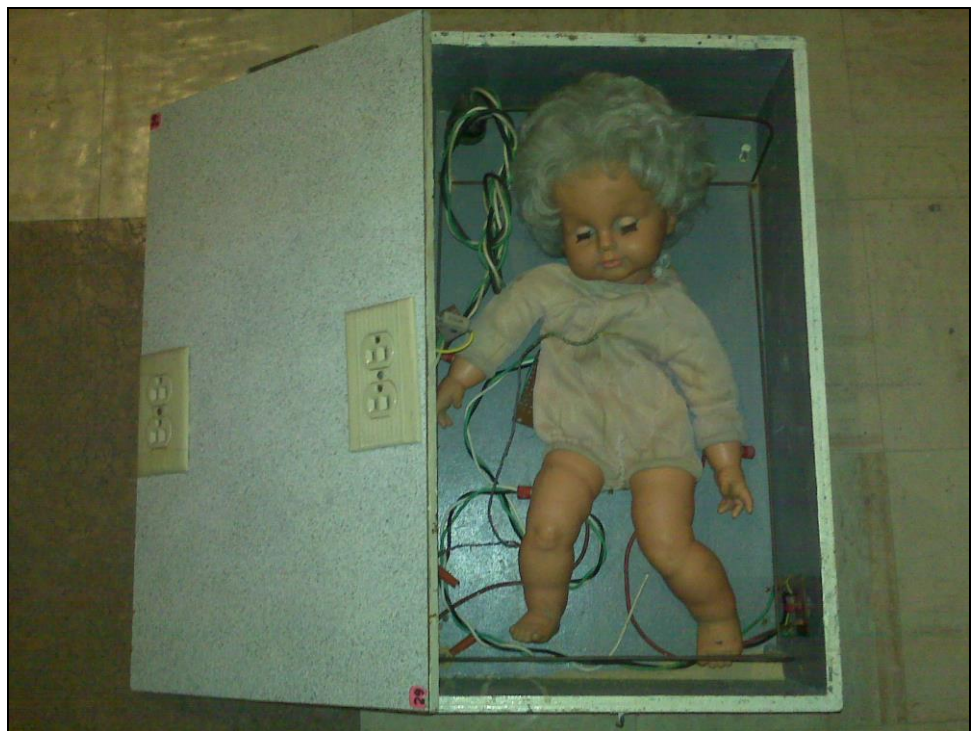


Figura 3.1

Silueta del paciente del simulador anterior

3.1.1 ARREGLO DE RESISTORES

Este arreglo fue diseñado para aproximar la distribución de corrientes y resistencias del cuerpo humano. La resistencia entre cualquiera de los contactos extremos del cuerpo (brazos o piernas) es aproximadamente 1200Ω , como se muestra en la Figura 3.2.

Cuando un voltaje es conectado entre dos contactos cualesquiera del cuerpo, solamente una pequeña fracción de corriente fluye por el “corazón” de 100Ω a través de los dos terminales de salida. La magnitud de esta corriente puede ser ajustada con los dos potenciómetros de 100Ω y es fijada alrededor de $1/1000$ de la corriente a través de los contactos del cuerpo.

La resistencia entre el contacto “catéter cardiaco” y algún contacto externo al cuerpo es aproximadamente 800Ω . Un voltaje aplicado entre el catéter cardiaco y algún contacto del cuerpo produce un flujo de corriente de aproximadamente 150 a 160mA. El circuito, por lo tanto se asemeja razonablemente a las características del cuerpo humano para ambos accidentes macroshock y microshock.

El rango de potencia de estos resistores se determina aplicando 115Vac a través de la derivación catéter y cualquier otro contacto del cuerpo; esto nos da la máxima corriente que fluye por el circuito. Entonces el rango de potencia será aproximadamente de 12 watos en los resistores de 1200Ω y, en los de 100Ω deberá ser de 1 watio.

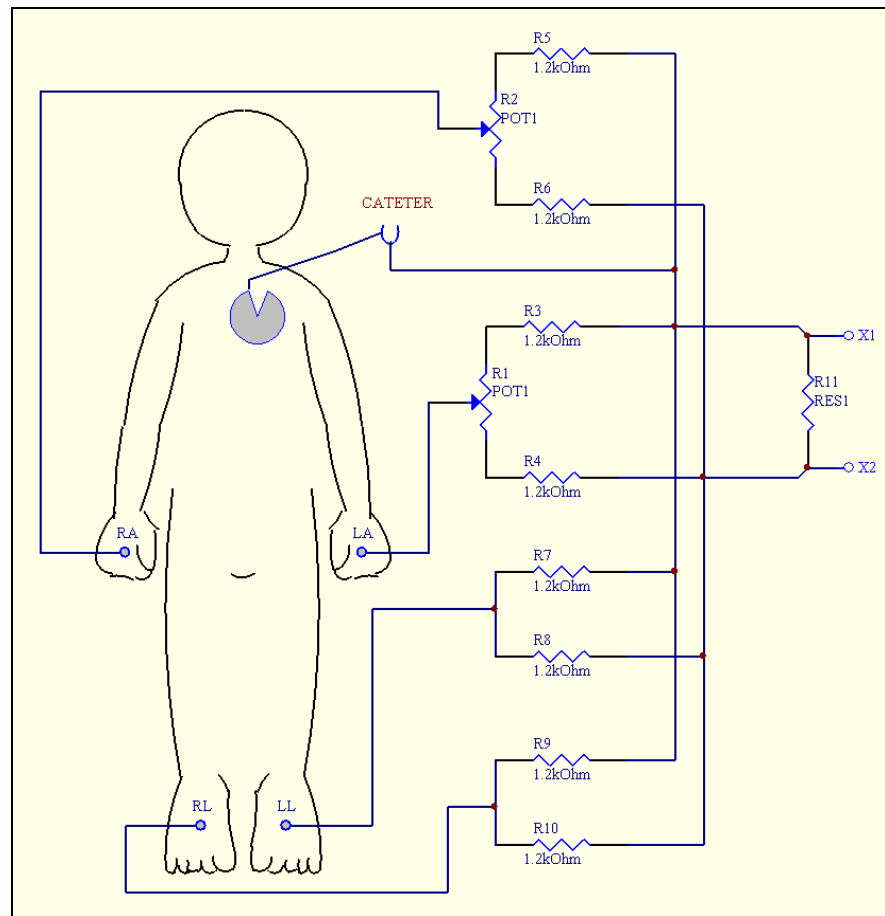


Figura 3.2

Distribución de corrientes y resistencias en el cuerpo del simulador anterior

3.1.2 CIRCUITO MONITOR

Para indicar cuando la corriente que circula a través del corazón es peligrosa, los terminales de salida del dispositivo están conectados a un detector de umbral. El diagrama de este circuito se muestra en la Figura 3.3 y es usado para monitorear el voltaje presente en el “corazón” de 100Ω ; siendo su descripción la siguiente:

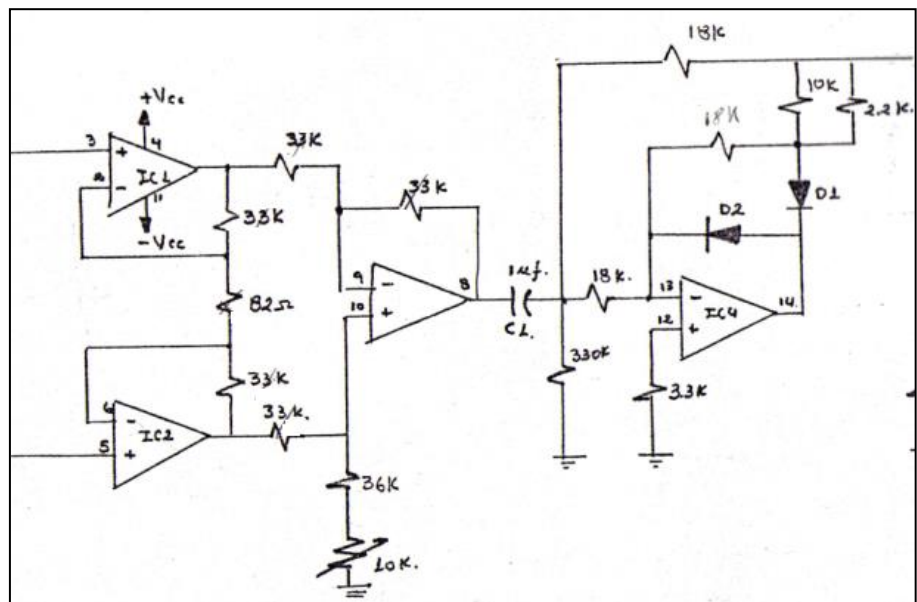
Los Opamps 1, 2 y 3 forman un amplificador de instrumentación que amplifica la entrada para conseguir un nivel útil, el cual es utilizado a la entrada de un rectificador de precisión de media onda. El amplificador de instrumentación es de ganancia regulable y cuenta con una red para eliminar el voltaje offset.

Los Opamps 4 y 5 forman un convertidor AC/DC, cuyo nivel de referencia de voltaje DC está dado por la relación $(2/\pi)E$; en donde E es el valor máximo de la señal amplificada a la salida del amplificador de instrumentación. El voltaje a la salida del convertidor AC/DC es detectado por un voltímetro digital, un circuito detector de umbral y un circuito medidos de corriente analógico. El voltímetro digital es calibrado para presentar la corriente por el resistor de 100Ω (corazón) y el medidor analógico de corriente también presentará esta corriente.

El Opamp 6 forma el circuito detector de umbral, el cual consiste de un Schmitt Trigger, que es básicamente un comparador con histéresis, calibrado en este caso para conmutar rápidamente cuando un nivel de corriente excede a un valor determinado. El nivel fijado para disparar el detector de umbral corresponde a la máxima corriente que

fluye a través del corazón y este es el punto aproximado en el que el corazón comienza a fibrilar.

El IC7 es un temporizador conectado como multivibrador estable. La salida del Smitt Trigger es conectado al pin 4 de este oscilador, con lo cual obtenemos una indicación audible de que el corazón ha alcanzado fibrilación.



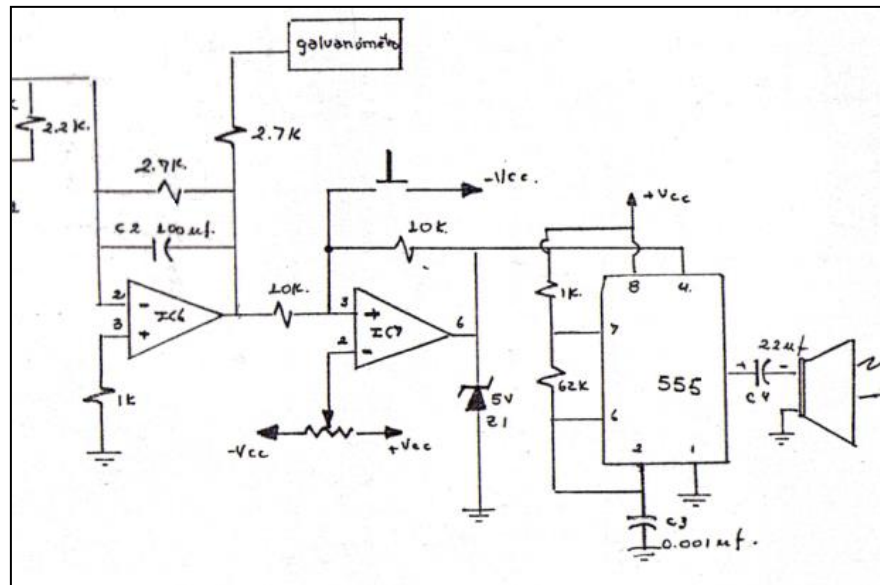


Figura 3.3

Diagrama del circuito monitor del simulador anterior

3.2 SIMULADORES DE EQUIPOS CON FALLAS ELÉCTRICAS

Debido a la alta sensibilidad de los equipos electrónicos-biomédicos, éstos pueden fallar si su sistema eléctrico de alimentación no está construido de acuerdo con normas de

ingeniería, las cuales son desarrolladas con la finalidad de proteger y prevenir cualquier tipo de accidente eléctrico, ya que el paciente se encuentra rodeado de varios dispositivos eléctricos como:

3.2.1 MONITOR DE PRESIÓN

Este dispositivo simula un monitor de presión. Se encuentra conectado al “catéter cardiaco” y a la tierra del paciente a través de un resistor de $1M\Omega$, el cual simula la resistencia del líquido que hay en el catéter. Removiendo el puente, como lo muestra la Figura 3.4; la tierra puede ser abierta y, por tanto, podrá ser usado cuando un moderno transductor de presión sea conectado.

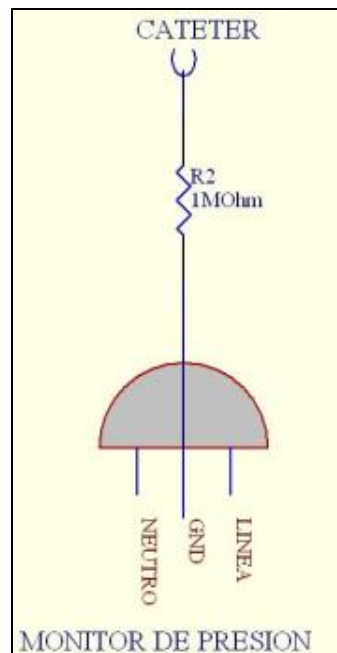


Figura 3.4

Diagrama del circuito monitor de presión del simulador anterior

La presión sanguínea es la fuerza ejercida por la sangre que circula sobre las paredes de los vasos sanguíneos y, constituye uno de los principales signos vitales. La presión de la sangre disminuye a medida que ésta se mueve a través de arterias, arteriolas, vasos capilares, y venas; el término presión sanguínea generalmente se refiere a la presión

arterial, es decir, la presión en las arteria más grande que es la aorta que sale desde el corazón.

3.2.2 MONITOR DE EKG

La frecuencia cardíaca es la velocidad del pulso, es decir los latidos por minuto. Se puede obtener de forma manual y aislada (mediante estetoscopio), o de forma continua mediante un monitor con EKG, el cual dará un dato numérico y una curva con las ondas P, complejo QRS y T.

El simulador anterior tiene conectadas las derivaciones del paciente (RL, RA, LA) directamente con la tierra del paciente (a través de la derivación RL) o a través de un resistor de $1M\Omega$. El efecto de un monitor moderno, con derivaciones aisladas al paciente, puede ser demostrado

removiendo el puente, el cual abre la terminal de tierra como lo muestra la Figura 3.5.

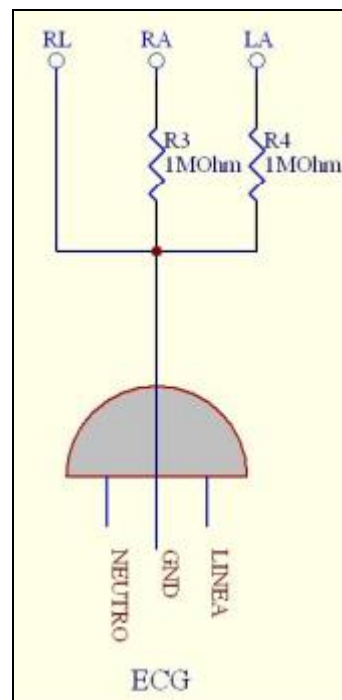


Figura 3.5

Diagrama del circuito monitor EKG del simulador anterior

3.2.3 LÁMPARA

Las luminarias (conocidas erróneamente como lámparas) son aparatos que sirven de soporte y conexión a la red eléctrica a las lámparas con el objetivo de aportar luz. Como esto no basta para que cumplan eficientemente su función, es necesario que tengan una serie de características ópticas, mecánicas y eléctricas entre otras.

A nivel de óptica, la luminaria es responsable del control y distribución de la luz emitida por la lámpara. Es importante que en el diseño de su sistema óptico, se cuide la forma y distribución de la luz, el rendimiento del conjunto lámpara-luminaria y el deslumbramiento que pueda provocar en los usuarios.

Otros requisitos que deben cumplir las luminarias son, que sean de fácil instalación y mantenimiento. Para ello, los materiales empleados en su construcción deben ser los adecuados para resistir el ambiente de trabajo de la luminaria y mantener la temperatura de la lámpara dentro de los límites de funcionamiento.

En la Figura 3.6, los capacitores de $0.001 \mu\text{f}$ simulan una lámpara conectada a un cable de dos conductores; estos capacitores representan el escape de corriente capacitiva de alrededor de 45 mA; esta corriente se produce en cualquiera de los dos conductores cuando una persona toca la carcasa de la lámpara y ésta no se encuentra aterrizada.

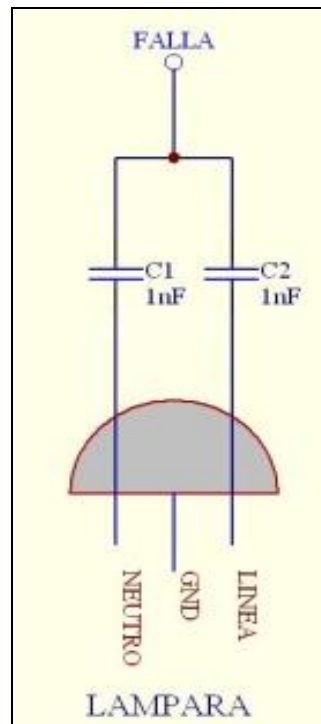


Figura 3.6

Diagrama del circuito de la lámpara del simulador anterior

3.2.4 ENCERADORA

En esta simulación se va a representar una enceradora o cualquier equipo de limpieza que consume una gran potencia y, que sufre un desperfecto, por medio de una

3.2.5 CAMA ELÉCTRICA

La cama eléctrica está constituida por un soporte flexible sobre el que se coloca el colchón (somier) articulado que se acciona por medio de un motor eléctrico. Cuenta con mando a distancia pudiéndose articular independientemente la cabecera y la parte inferior.

En el nuevo diseño del simulador, el cable de conexión que representa a la cama eléctrica consta de dos conductores: la tierra y la línea viva. El capacitor de $0.0002\mu\text{f}$ conectado en una de las líneas se lo utiliza para simular una fuga de corriente de alrededor de 90 microamperios cuando el puente está conectado.

La cama eléctrica está conectada a tierra y, por la construcción de tubería metálica de la cama, el paciente también lo está. Removiendo el puente (se abre la tierra) la corriente de fuga circulará a través del paciente.

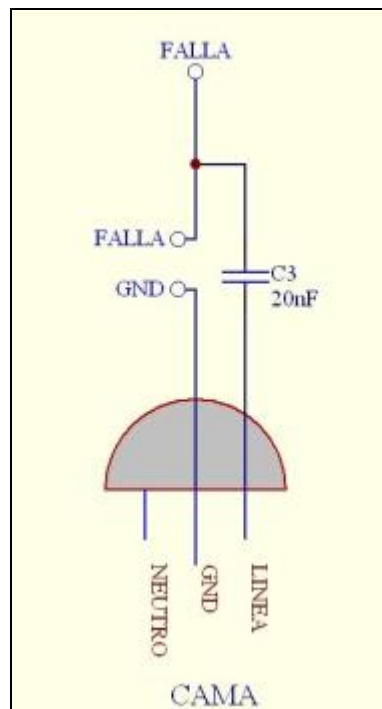


Figura 3.8

Diagrama del circuito de la cama eléctrica del diseño anterior

CAPÍTULO IV

4. REDISEÑO DEL EQUIPO SIMULADOR DE ACCIDENTES ELÉCTRICOS.

Con la finalidad de mejorar el proceso de enseñanza de riesgos y accidentes eléctricos en ambientes hospitalarios, se realizó un rediseño del simulador ya existente.

Se ha implementado un circuito monitor con pantalla LCD, el cual muestra las lecturas de corriente que circulan a través del corazón. De igual manera, un amperímetro analógico es utilizado para sensor y mostrar la corriente. Los equipos simuladores de accidentes eléctricos tienen el mismo diseño del simulador anterior.

4.1 PRESENTACIÓN DEL EQUIPO SIMULADOR

El equipo simulador contiene un display LCD y un galvanómetro, los cuales sensan y muestran los niveles de corrientes que pasan a través del corazón, el cual es simulado con una resistencia de 100Ω . El circuito controlador toma las señales analógicas provenientes de un amplificador diferencial y las muestra en el LCD. La escala indicada en el simulador se encuentra en microamperios, puesto que la máxima corriente sensada es de $300\mu\text{A}$. y la mínima de $1\mu\text{A}$.

4.2 INNOVACIÓN TECNOLÓGICA EN EL CIRCUITO MONITOR

El equipo simulador anterior presenta las mediciones de corriente a través del corazón por medio de un galvanómetro analógico, el cual indica los valores medidos experimentalmente. Al añadir un microcontrolador al sistema, se obtienen señales precisas y de

fácil visualización, lo cual ayuda a tener una medición de datos más exacta que la obtenida en el simulador anterior.

El circuito monitor se encuentra constituido por 2 etapas: la primera, se encuentra conformada por un amplificador diferencial y, la segunda está compuesta por las etapas de filtrado y rectificado.

- ETAPA 1:

En esta etapa se mide la diferencia de potencial entre 2 pines del circuito (E1-E2), como se indica en la Figura 4.1. La medición de corriente se realiza indirectamente; se mide la diferencia de potencial presente en la resistencia de 100Ω (representa al corazón) y debido a que el valor de la resistencia es constante, se usa la Ley de

Ohm para calcular la corriente que circula a través del corazón en cada una de las pruebas a realizar; estas señales calculadas son de corriente continua.

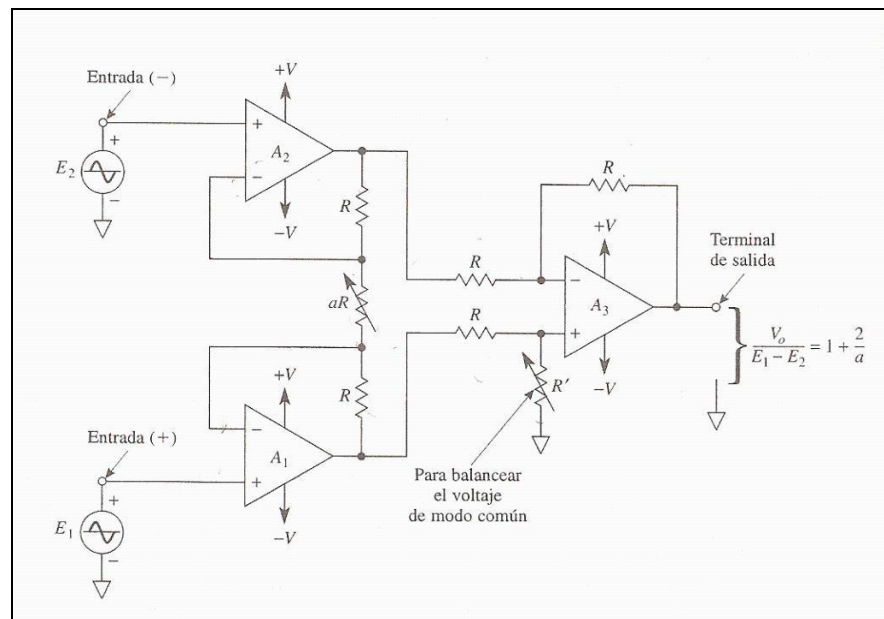


Figura 4.1

Diagrama del Amplificador Diferencial

- ETAPA 2:

En esta etapa se realiza el filtrado y rectificado de la señal. El circuito utilizado es conocido como amplificador de valor absoluto. Ambas etapas son unidas a través de un condensador, que filtra el nivel DC proveniente de la primera etapa.

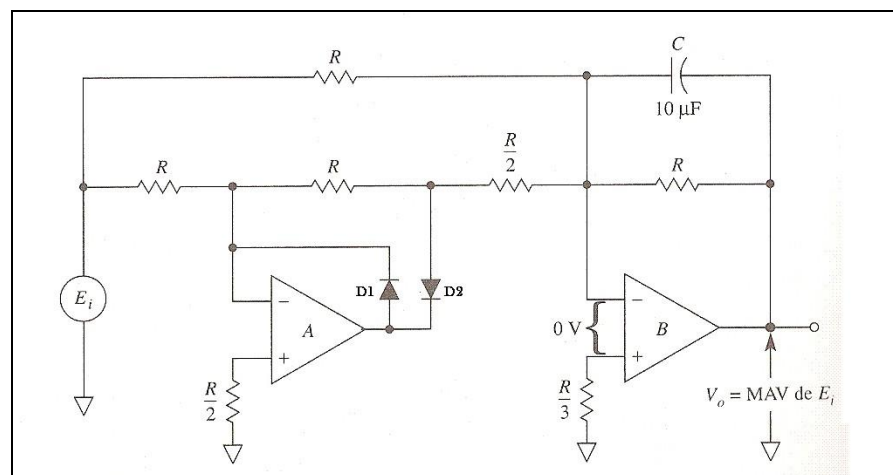


Figura 4.2

Diagrama de Amplificador de Valor Absoluto

En la Figura 4.3 se muestra el funcionamiento del circuito completo; con esto se obtiene una señal DC, la cual será enviada al convertidor analógico digital del microcontrolador.

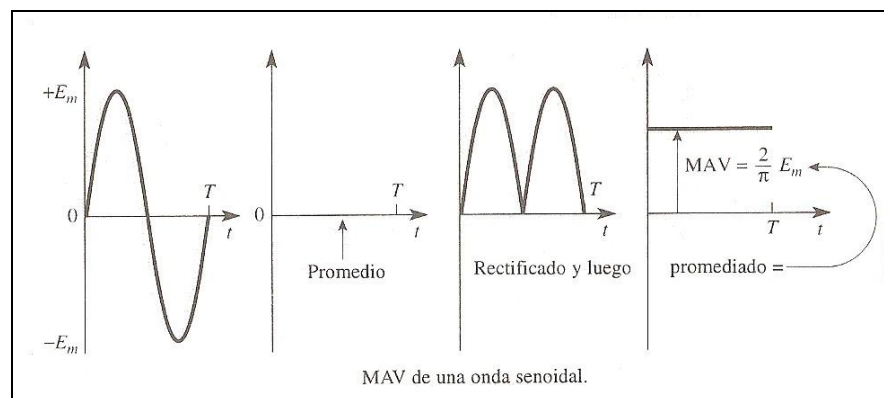


Figura 4.3

Formas de onda del circuito amplificador

4.2.1 JUSTIFICACIÓN DEL USO DE CIRCUITOS INTEGRADOS

El simulador contiene pocos integrados, entre los cuales están el L7812, L7805, L7912 y los de mayor representación son el LM324 y el PIC16F876A.

En general, el amplificador operacional (Opamp) es un dispositivo lineal de propósito general, el cual tiene la capacidad de manejo de señal desde 0 Hz hasta una frecuencia definida por el fabricante. Además tiene límites de señal que van desde el orden de los nV hasta unas docenas de voltios (especificación también definida por el fabricante). Los amplificadores operacionales se caracterizan por su entrada diferencial y una ganancia muy alta, la cual es generalmente mayor a 100 dB.

El amplificador operacional es un integrado de alta ganancia directamente acoplado, que se alimenta con fuentes positivas y negativas, el nombre de amplificador operacional proviene de

una de las utilidades básicas de éste, como realizar operaciones matemáticas en computadores análogos.

El LM324 consta en su interior de 4 amplificadores operacionales independientes y de alta ganancia, con frecuencia internamente compensada. Los amplificadores operacionales son diseñados para operar desde una sola fuente de alimentación a través de una amplia gama de voltajes; además, es común utilizarlos en circuitos comparadores y circuitos amplificadores transductores.

PIN CONNECTIONS (top view)

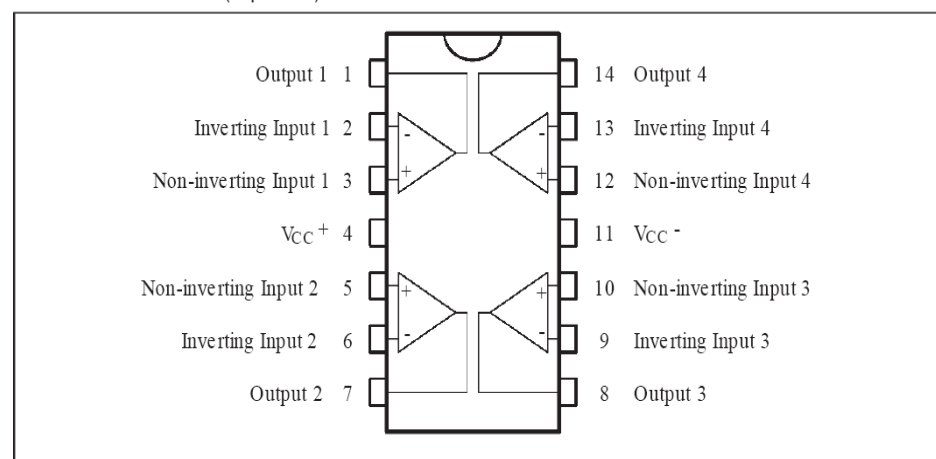


Figura 4.4

Disposición de pines del integrado LM324

Un microcontrolador es un circuito integrado que ofrece las mismas posibilidades que un pequeño computador. En su interior se encuentra un procesador, una memoria y varios periféricos. El secreto de los micro-controladores está en su tamaño, precio y diversidad. La limitación en la aplicación de los microcontroladores a un desarrollo de ingeniería tiene su límite en la imaginación del desarrollador. Con los diversos modelos disponibles se puede afrontar una multitud de diseños distintos desde los más simples hasta los más complejos.

El PIC16F876 es un microcontrolador que funciona entre 2 y 5.5 Vdc, 28 Pines, programable en circuito, el cual contiene entradas analógicas y digitales. Debido a que el

microcontrolador no posee oscilador interno, se utiliza un cristal de 20Mhz. Las señales provenientes del circuito amplificador en un rango de 0 a 5Vdc ingresan al pin RA0 (entrada analógica) para ser convertidas a 0 bits de resolución. Luego de esto, los datos se muestran en un display LCD.

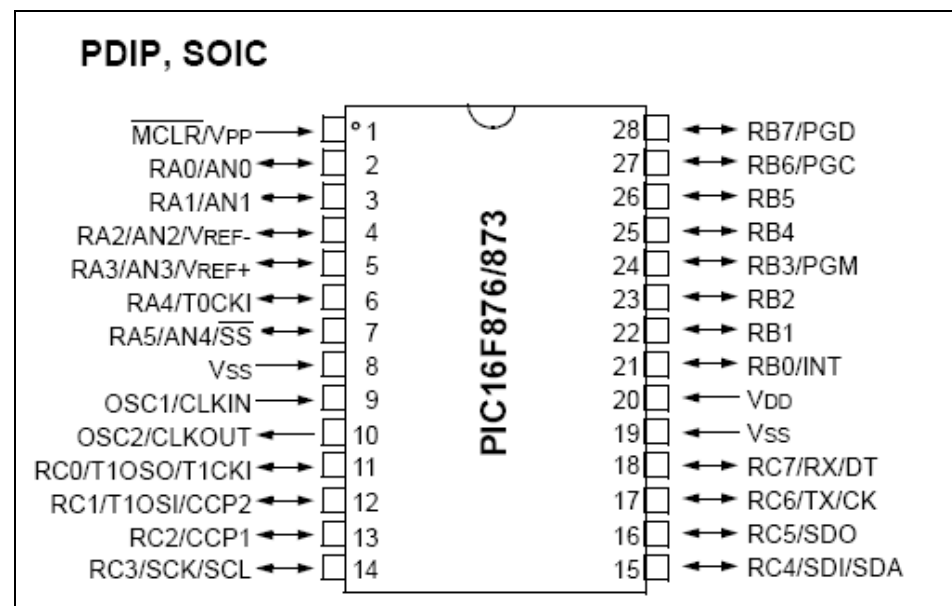


Figura 4.5

Disposición de pines del integrado LM324

Las características principales del PIC16F876 son:

- CPU tipo RISCC de altas prestaciones.
- Repertorio de 35 instrucciones de una palabra.
- Todas las instrucciones son de un único ciclo, excepto las de salto, que llevan dos.
- Velocidad de trabajo de 20 Mhz, con un ciclo de instrucción de 200 ns.
- Memoria de programa tipo flash de 8 K palabras.
- Memoria de datos de 368 bytes.
- Memoria EEPROM de datos de 256 bytes.
- Patillaje compatible con PIC16C73B/74B/76/77.

- Hasta 14 fuentes de interrupción.
- Pila por hardware de 8 niveles.
- Modos de direccionamiento directo, indirecto y relativo.
- Reset de conexión (POR).
- Temporización de conexión y temporización de inicio de oscilación.
- Circuito supervisor (watchdog).
- Código de protección programable.
- Tecnología de alta velocidad y bajo consumo en la memoria CMOS EEPROM/FLASH.

- Acceso para lectura o escritura a la memoria de programa.
- Gran margen de alimentación entre 2 y 5,5 voltios.
- Corriente de salida de 25 mA.
- Bajo consumo:
 - Menor de 2 mA a 5V y 4 Mhz.
 - 20 A a 3V y 32 Khz.
 - Menor de 1 A en reposo.

Prestaciones de periféricos:

- Timer0: Temporizador-Contador de 8 bits, con Predivisor también de 8 bits.

- Timer1: Temporizador-Contador de 16 bits con Predivisor, que puede trabajar con reloj externo en el modo reposo (sleep).

- Timer2: Temporizador-Contador de 8 bits con registro de período de la misma longitud, con Predivisor y Postdivisor.

- Dos módulos de Captura y Comparación y uno PWM (modulación por ancho de impulso:
 - La captura es de 16 bits, con resolución máxima de 12,5 ns.

 - La comparación es de 16 bits, con resolución máxima de 200 ns.

 - El bloque PWM tiene una resolución máxima de 10 bits.

- Convertidor multicanal analógico digital de 10 bits.
- Puerto serie síncrono (SSP), con modo Maestro (SPI) e I2C (maestro/servidor).
- Transmisor Receptor Universal Síncrono Asíncrono (USART/SCI) con detección de 9 bits y de dirección.
- Circuito de detección de BROWN-OUT (bajada de tensión).

También se utilizó un display LCD, el cual tiene de 2 líneas de 16 caracteres con iluminación amarillo sobre negro/azulado. Ideal para aplicaciones que no precisen de pantallas gráficas y requieran de alto contraste de lectura, tal como lo muestra la Figura 4.6. Utiliza el chip HD44780, el cual realiza la interfase entre el microcontrolador y la pantalla. Requiere de

11 pines disponibles en aplicaciones con microcontroladores para su funcionamiento. Incluye retroiluminación sin necesidad de componentes externo, sus dimensiones son de 8 x 3.6cm.

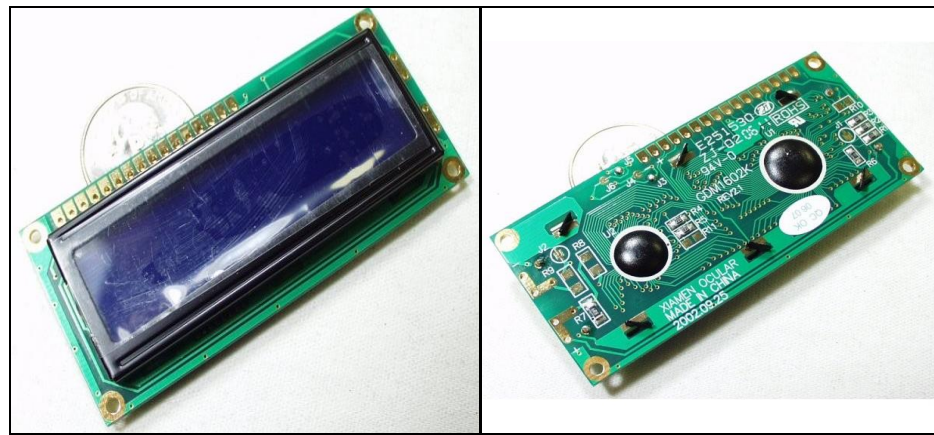


Figura 4.6

Display LCD de 2 líneas

Además el simulador está alimentado por una fuente dual +/- 12Vdc (L7812, L7912) y una fuente simple de 5Vdc (L7805). El transformador que alimenta a los reguladores de voltaje es de 30V / 600mA con tab central en su secundario.

Usando los integrados 7812 (regulador a + 12 voltios) y el 7912 (regulador a - 12 voltios) se puede construir una sencilla fuente de alimentación dual para experimentos con opamps que requieran + 12 V / - 12 V, los integrados son baratos pero no debemos olvidar ponerles disipadores de calor, además de fusibles de protección, switches y diodos led indicadores.

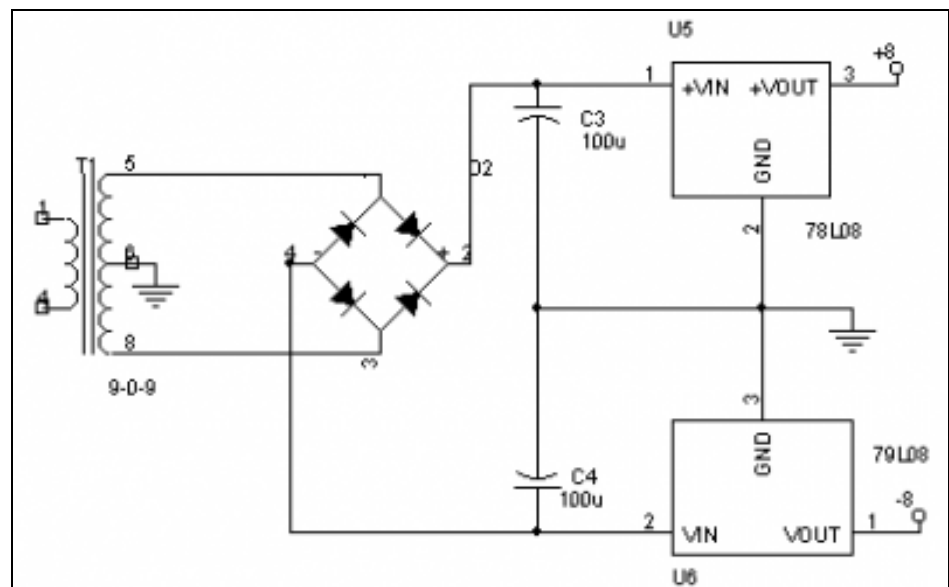


Figura 4.7

Esquemático Fuente dual regulada + / -12 Vdc

Esta fuente de +5 volt está basada en el L7805, el cual acepta entradas no reguladas de 8 a 18 voltios y produce una salida regulada de +5 volt , con una exactitud del 5% (0.25 volt). Contiene un circuito limitador de corriente y una protección contra sobrecalentamiento; tenemos la fuente para y un transformador simple , con dos salidas en el secundario ,aquí necesitamos un rectificador de onda completa lo cual se consigue con los 4 diodos mostrados, no es necesario en este caso un condensador electrolítico para filtrar el ripple porque este casi no existe , sin embargo todas las fuentes usan en la salida un condensador de 0.01 μf para desviar los ruidos parásitos a tierra; sin esta protección los monoestables se disparan erráticamente.

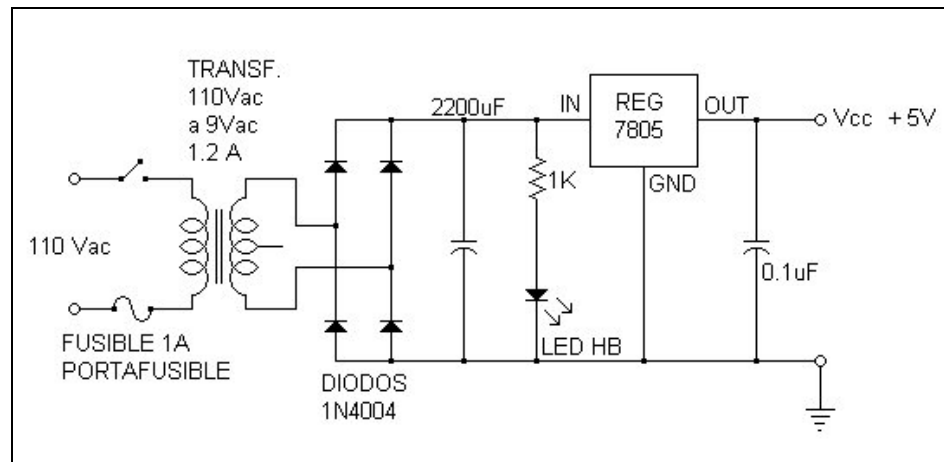


Figura 4.8

Esquemático Fuente simple regulada +5 Vdc.

Las mediciones del amplificador de señal son presentadas también en un voltímetro analógico; haciendo los respectivos cambios de escala lo usaremos como un amperímetro digital.

El instrumento más utilizado para medir la diferencia de potencial es un galvanómetro, el cual cuenta con una gran resistencia unida a la bobina. Cuando se conecta un medidor de este tipo a una batería o a dos puntos de un circuito

eléctrico con diferentes potenciales pasa una cantidad reducida de corriente (limitada por la resistencia en serie) a través del medidor. La corriente es proporcional al voltaje, que puede medirse si el galvanómetro se calibra para ello. Cuando se usa el tipo adecuado de resistencias en serie un galvanómetro sirve para medir niveles muy distintos de voltajes. El instrumento más preciso para medir el voltaje, la resistencia o la corriente continua es el potenciómetro, que indica una fuerza electromotriz no valorada al compararla con un valor conocido.

4.2.2 IMPLEMENTACIÓN DEL CIRCUITO MONITOR

Para el diseño de las tarjetas electrónicas se utilizó el software PROTEL 99 SE. Todas las tarjetas son diseñadas a doble cara con agujeros metalizados y capa antisolder.

- **CIRCUITO AMPLIFICADOR:**

Esta tarjeta contiene 2 integrados LM324, se diseñaron módulos por separado para poder solucionar problemas presentados al momento de realizar las pruebas en conjunto.

Solo este modulo se alimenta con la fuente dual de 12Vdc, su salida se señal amplificada y rectificadas solo presenta valores entre 0-5Vdc. Esta señal es la que entra al convertidor analógico digital de 8 bits en el microcontrolador, para luego ser presentados como valores decimales en el display LCD.

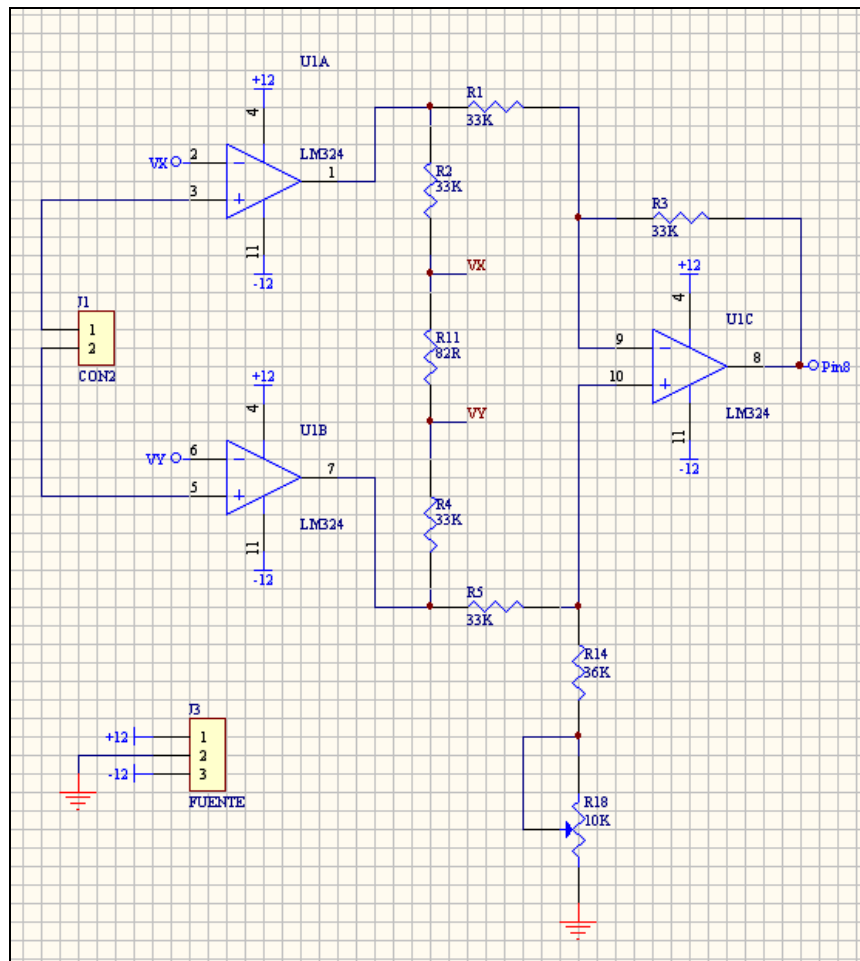


Figura 4.9

Esquemático del circuito monitor, Etapa 1.

La primera etapa del circuito sirve como amplificador diferencial, Figura 4.9, mientras que su segunda etapa, filtra y rectifica la señal proveniente de la primera etapa, teniendo como resultado una señal DC.

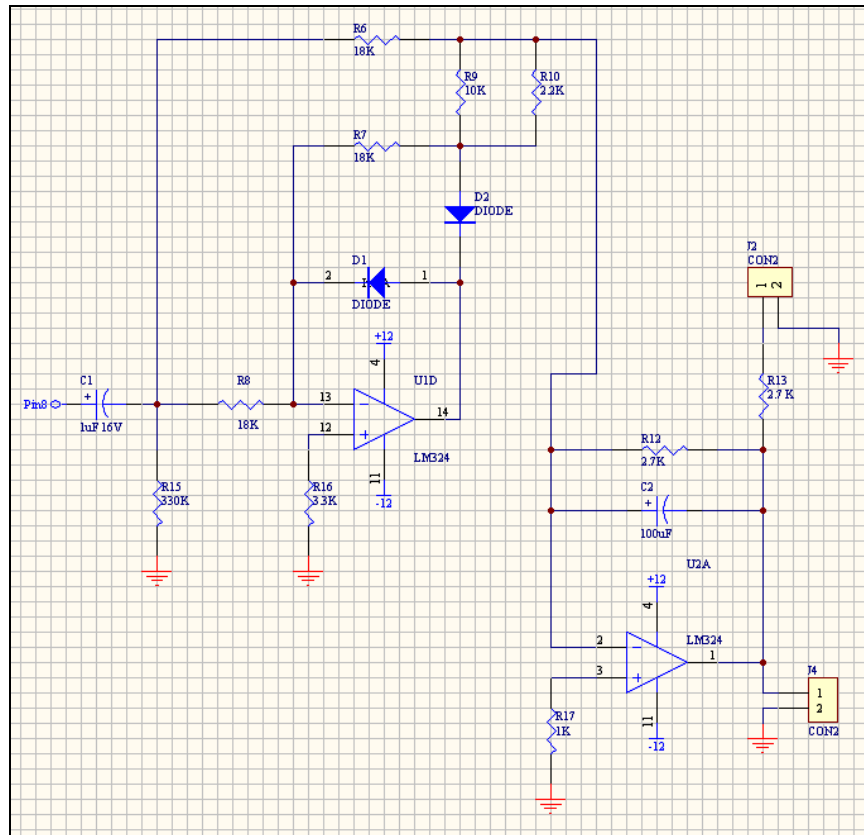


Figura 4.10

Esquemático del circuito monitor, Etapa 2.

El PCB Contiene 4 Borneras de conexión J1, J2, J3 y J4:

- J1 Entrada de señal, proveniente de la tarjeta que simula la resistencia del cuerpo humano, los terminales son X1 y X2.

- J2 Galvanómetro, en estos 2 pines se conecta un voltímetro analógico de 5Vdc. Máx.
- J3 Alimentación (+12V, GND, -12V)
- J4 Señal amplificada, esta señal se conecta a uno de los pines analógicos del microcontrolador, en nuestro caso el pin RB0.

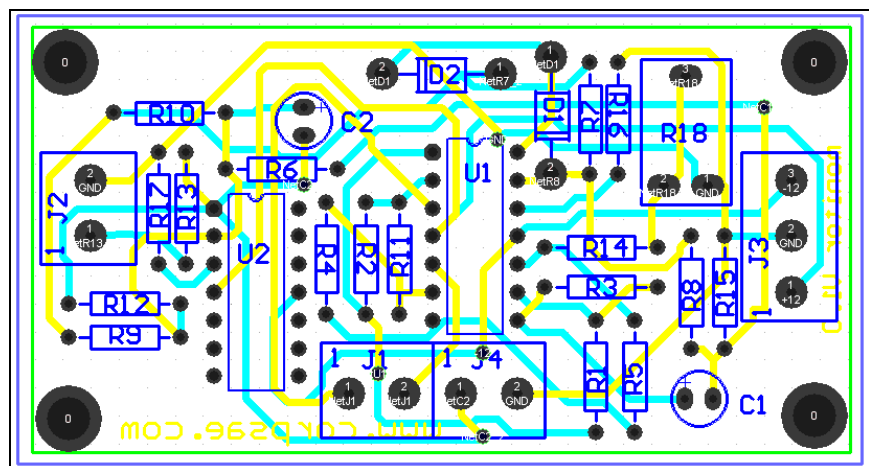


Figura 4.11

PCB del circuito monitor.

▪ CIRCUITO MICROCONTROLADOR Y LCD

El microcontrolador utilizado fue el 16F876A , con 28 pines y un cristal externo de 20Mhz, conectado en el Puerto B a un LCD de 2 filas 16 caracteres.

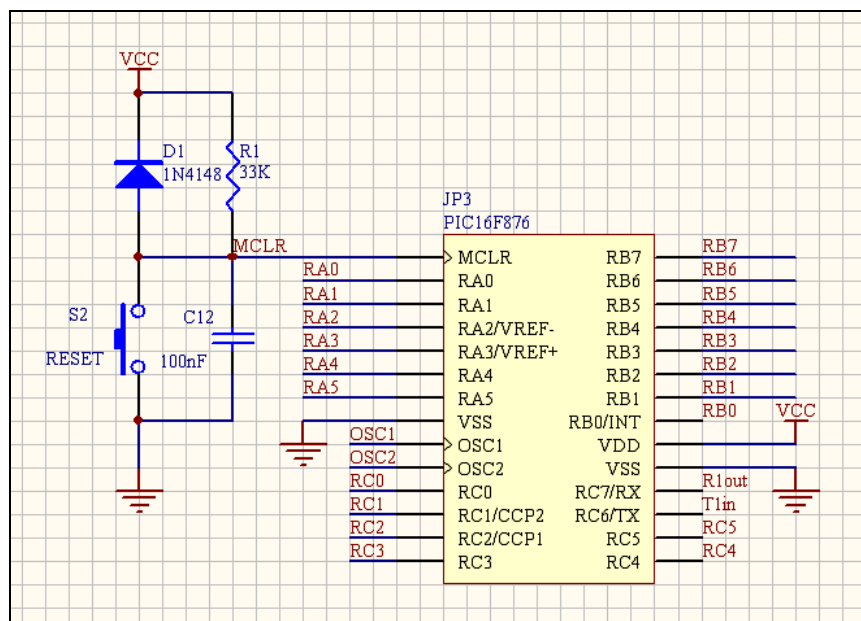


Figura 4.12

Esquemático del circuito microcontrolador

Solo se usaron 4 pines (RB4 a RB7) para la escritura en el LCD, y 3 pines para el control (RB1 a RB2) y habilitación mostrados en la Figura 4.13.

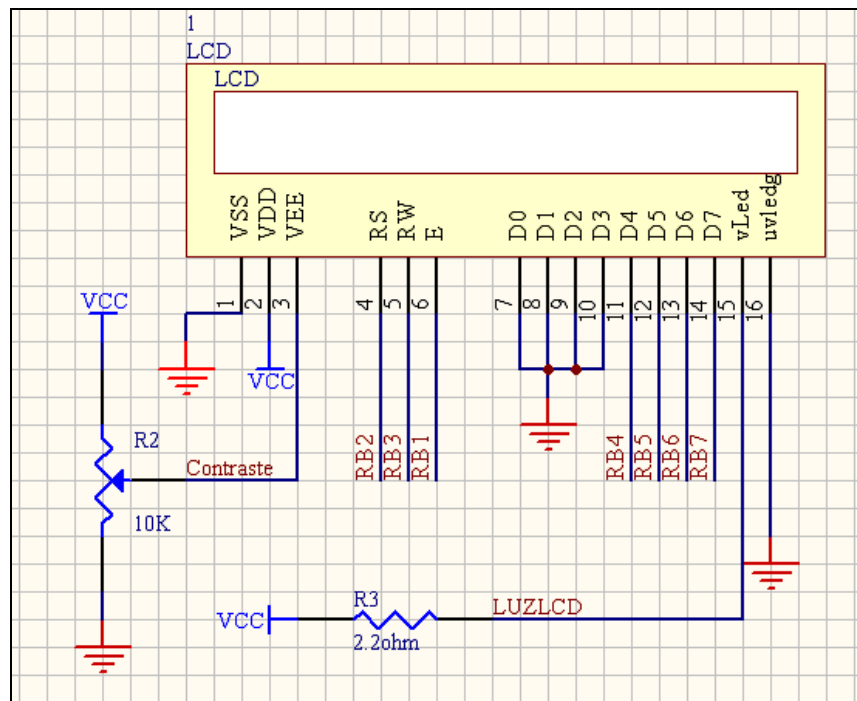


Figura 4.13

Esquemático del circuito LCD

Aunque físicamente solo existe una línea de 16 caracteres, desde el punto de vista de la interfaz estos LCD poseen 2 líneas (la de la derecha y la de la izquierda) cada una de 8 caracteres.

Tabla 4.1

Pines de configuración, lectura y escritura del LCD

PIN	NOMBRE	FUNCION
1	Vss	Tierra
2	Vdd	5 V
3	Vee	Voltaje de contraste (ajustable con potenciómetro) en general queda bien al conectarlo a tierra
4	RS	Register Select. 0 para escribir comando, 1 para escribir caracter
5	R/W	Read / Write. 0 para escribir al LCD. 1 para leer del LCD
6	E	Enable, hace las veces de clock
7	D0	data 0, bit menos significativo de los datos
8	D1	
9	D2	
10	D3	
11	D4	
12	D5	
13	D6	
14	D7	data 7, bit más significativo de los datos
15	NC	No conectado, en otros LCD se usa para el BackLight
16	NC	No conectado, en otros LCD se usa para el BackLight

La interfaz con el microcontrolador puede ser como mínimo de 6 líneas (R/S, E, D7-D4). En cuyo caso D3-D0 no se conectan.

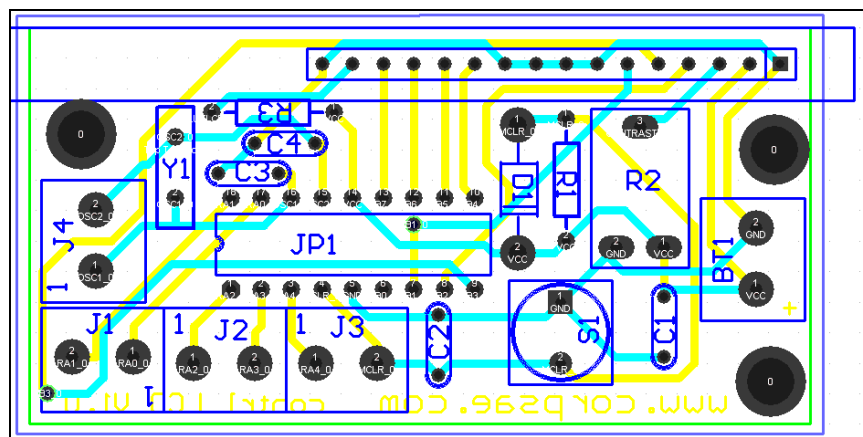


Figura 4.14

PCB del circuito microcontrolador LCD

4.3 MANEJO DEL EQUIPO SIMULADOR

El simulador está formado por 7 partes, grupo de resistencias dentro de la muñeca, lámpara, cama, monitor de presión, EKG,

aspiradoras y tomacorrientes. Se presentan a continuación los circuitos de cada módulo del simulador, para la simulación del equipo se usó el software PROTEOUS.

- **ARREGLO DE RESISTENCIAS:**

Este arreglo simula la resistencia de cuerpo humano y sus órganos internos. En la Figura 4.15 se observan los terminales X1 y X2; éstos son los pines de entrada del circuito monitor; la resistencia $R5=100\Omega$ representa la resistencia de un órgano interno. Para este estudio, será el corazón.

RV1 y RV2 son potenciómetros de calibración. Los pines RA y LA representan los brazos, LL y RL simulan las piernas.

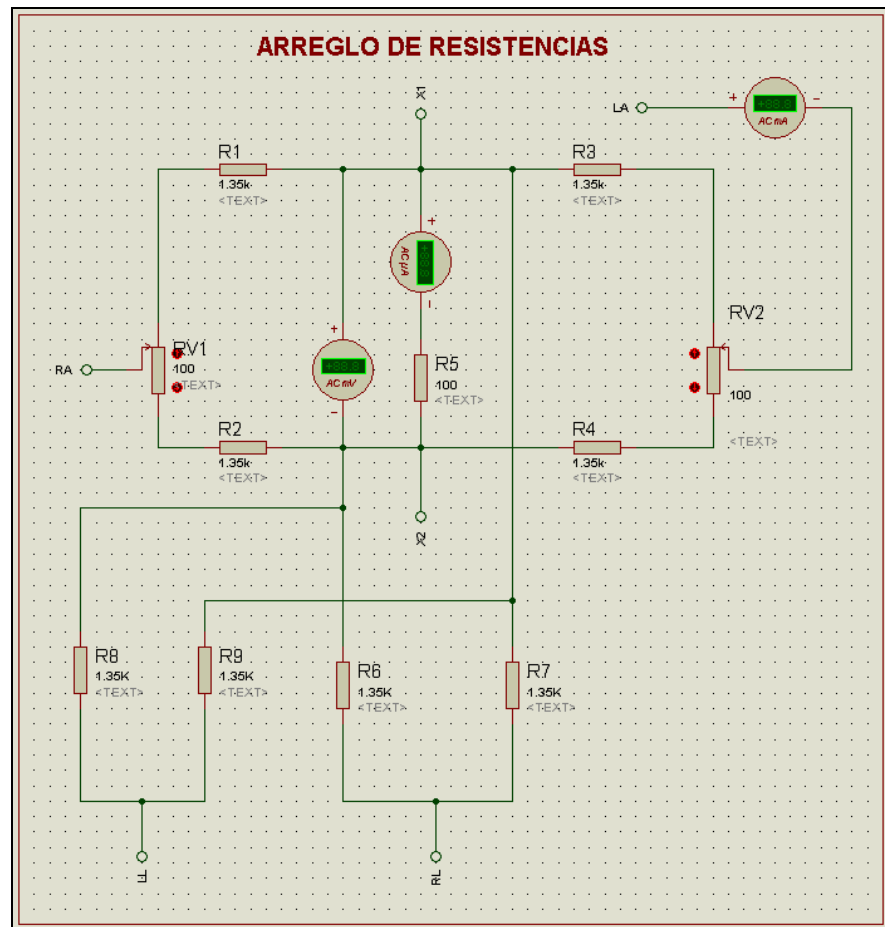


Figura 4.15

Diagrama del arreglo de resistencias

- LÁMPARA:

Este arreglo simula una falla presente en una lámpara de mesa sencilla; la falla se presenta en la carcasa de la misma, es decir que en ese punto hay un voltaje presente, aproximadamente 50Vac. Los capacitores en serie se alimentan a una fuente de alimentación de 115Vac. Como se observa en la Figura 4.16, la lámpara se conecta al arreglo de resistencias en los pines RL y LA.

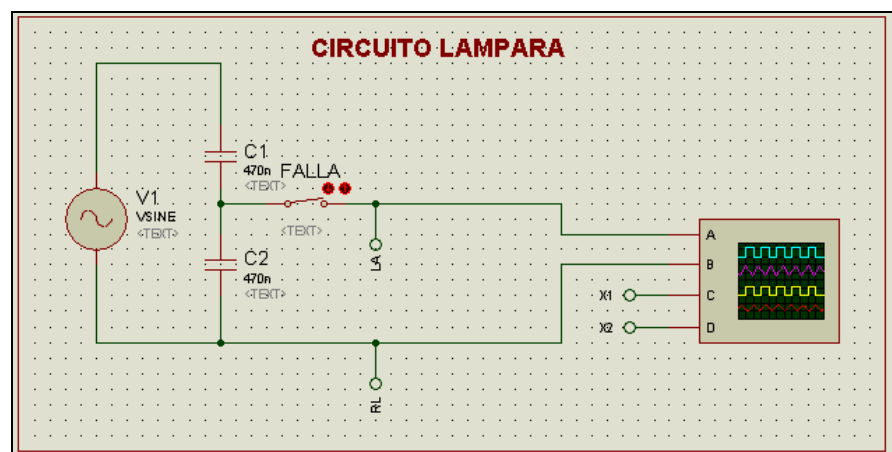


Figura 4.16

Diagrama del arreglo de la lámpara

- CAMA:

El circuito de la cama simula una falla en el motor, usualmente las camas de hospital tienen un motor que sube o baja la cama según los requerimientos del paciente a través de un control remoto. Cuando se produce fallas en el bobinado del motor, éste presenta un voltaje en la carcasa, perjudicial para el paciente o alguien que toque una cama que no esté aterrizada.

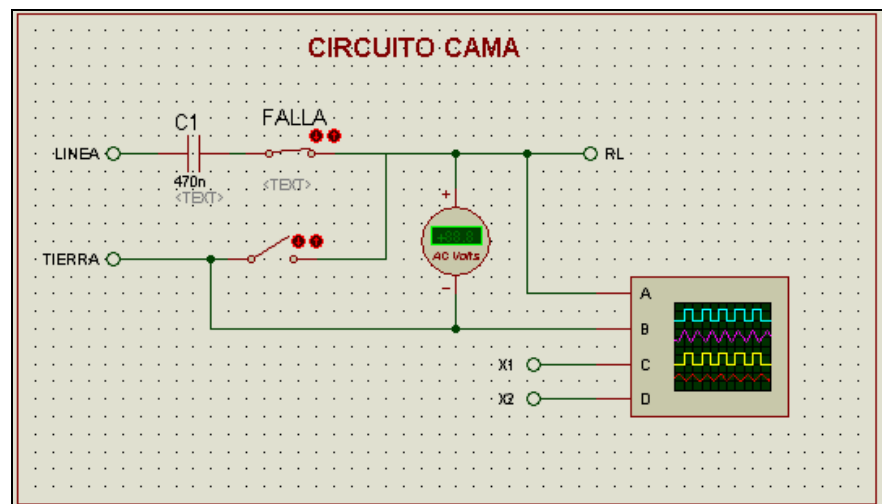


Figura 4.17

Diagrama del arreglo de la cama

- MONITOR DE PRESION:

Éste es el circuito más simple, solo se conecta una resistencia de $1M\Omega$ a tierra, el monitor de presión se conecta al catéter, representado por cable conectado al pin X1 del arreglo de resistencias.

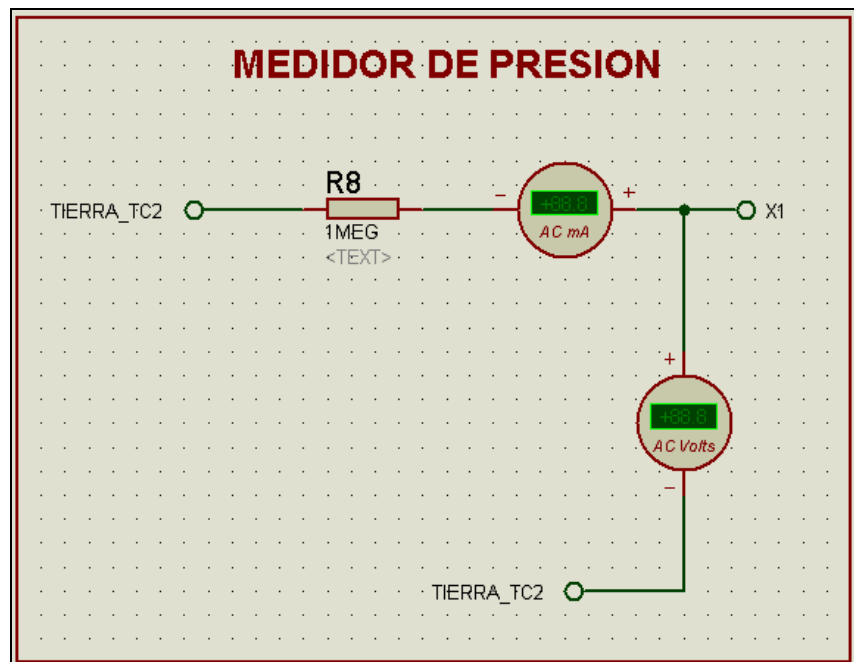


Figura 4.18

Diagrama de circuito monitor de presión

- MONITOR EKG:

A diferencia del monitor de presión, este módulo contiene 3 terminales, 2 de ellos conectados a una resistencia de $1M\Omega$ y el restante conectado directamente a tierra. Cada uno de los terminales se conecta al arreglo de resistencias en los pines como se indica en la Figura 4.19.

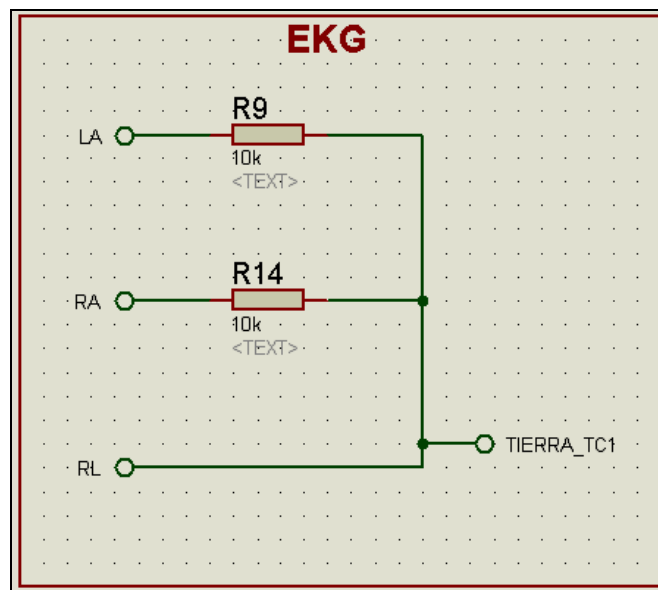


Figura 4.19

Diagrama del circuito monitor EKG (Electrocardiógrafo)

- ENCERADORA:

Este circuito simplemente conecta la línea a través de una resistencia de 100Ω a tierra, la corriente medida será aproximadamente 1.2A. Este módulo será utilizado en la prueba 3.

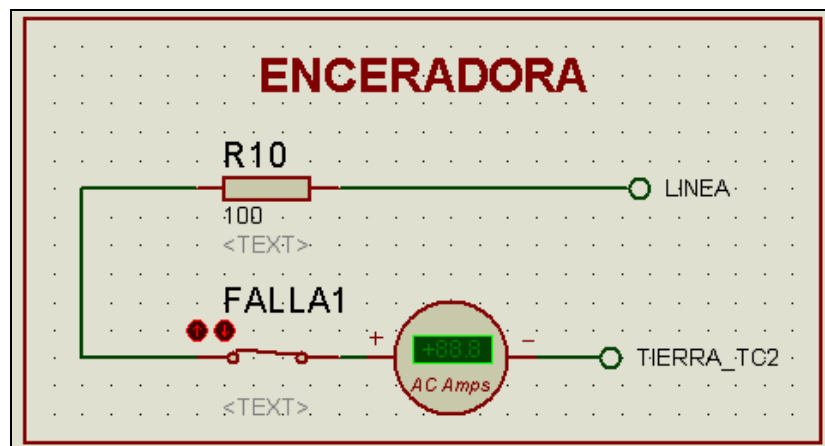


Figura 4.20

Diagrama de circuito simulador de enceradora

- TOMACORRIENTES:

Con este circuito se quiere simular la caída de tensión entre 2 tomacorrientes conectados a un panel de disyuntores pero en diferentes circuitos, es decir que simulamos la resistencia del cable.

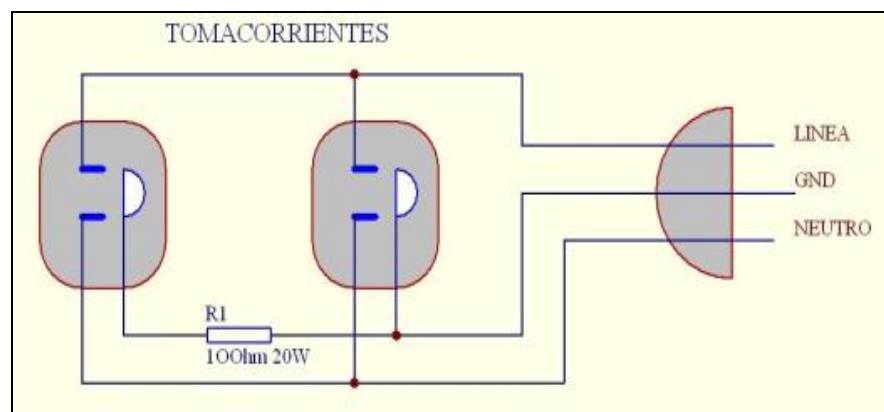


Figura 4.21

Diagrama de circuito de tomacorrientes

Para este caso será de 10Ω . Al observar la Figura 4.22 se

nota que entre el pin TIERRA_TC2 Y TIERRA_TC1 está conectada la resistencia de 10Ω ; sólo el pin TIERRA_TC1 se conecta directamente a la tierra total del circuito, entonces el terminal del tomacorriente TC2 se encontraría a mayor distancia del panel de disyuntores que el TC1.

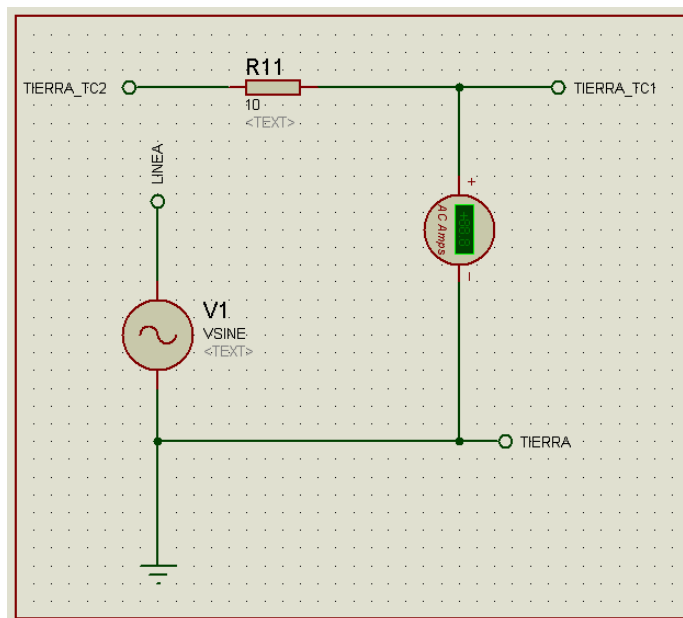


Figura 4.22

Circuito simulador de tomacorrientes

CAPÍTULO V

5. EVALUACIÓN DEL FUNCIONAMIENTO DEL SIMULADOR

En este capítulo se procederá a evaluar los tres casos para los cuales el simulador de accidentes eléctricos en ambientes hospitalarios fue diseñado. Estos casos son los siguientes:

- CASO 1:

Para el caso uno, se necesita el simulador de la lámpara, el simulador de la cama y el arreglo de resistencias. Realizando el procedimiento de simulación, se espera que una corriente de 0.3mA circule a través del corazón (entre los pines X1 y X2), el cual es simulado por una resistencia de 100Ω denominada R5, como se observa en la Figura 5.1.

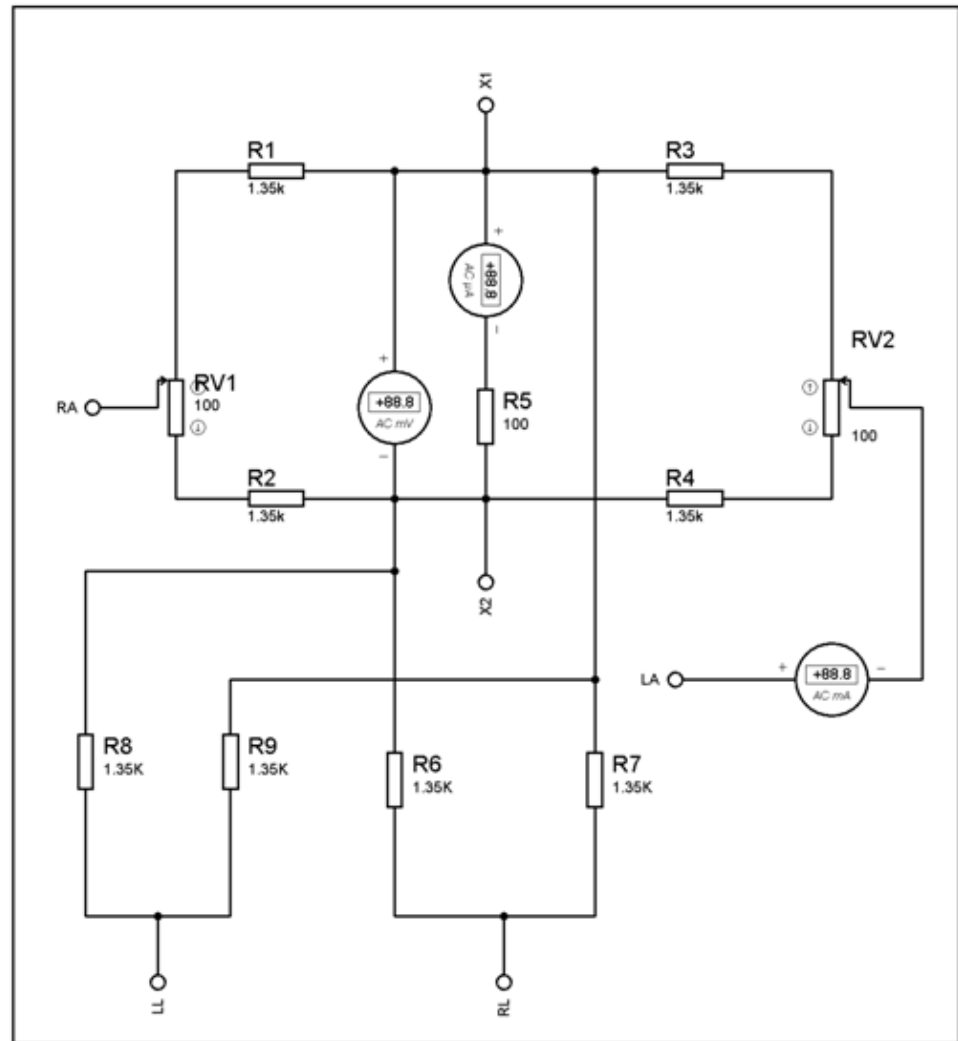


Figura 5.1

Conexión del arreglo de Resistencias

La cama se encuentra conectada a una varilla de bronce, la cual cubre el contorno de la misma, tal como se ilustra en la Figura 5.2, de esta manera, se simula la cama de un hospital, las cuales en su mayoría son metálicas y poseen un motor eléctrico, el cual al ser accionado mediante un control, permite cambiar la posición del paciente.

El arreglo de la cama contiene dos terminales denominados de falla (que es el ramal donde se produce la falla) y de tierra. Para el caso 1, se conectan estos terminales entre sí por medio de un cable banana-banana, de esta manera se aterriza la cama, evitando que cualquier corriente de falla circule por ésta.

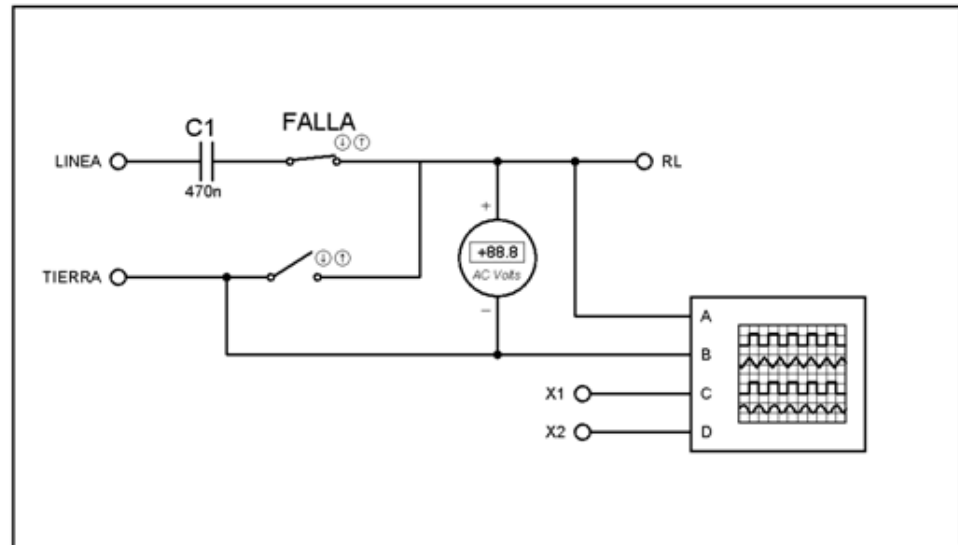


Figura 5.2

Conexión del arreglo de la Cama

La varilla de la cama se conecta al terminal RL (pierna derecha) del arreglo de resistencias, que se encuentra en el interior de la muñeca y, el terminal de la lámpara se conecta al terminal LA (brazo izquierdo) del arreglo de resistencias, ilustrado en la Figura 5.4.

La lámpara está compuesta por dos capacitores de 470nf en serie, los cuales se alimentan de una fuente 115Vac. Como se observa en la Figura 5.3, el circuito simula una falla en la carcasa de la misma, debido a que la lámpara no se encuentra a tierra, al producirse la falla, una corriente de fuga circulará hacia el cuerpo del paciente provocando un posible macroshock.

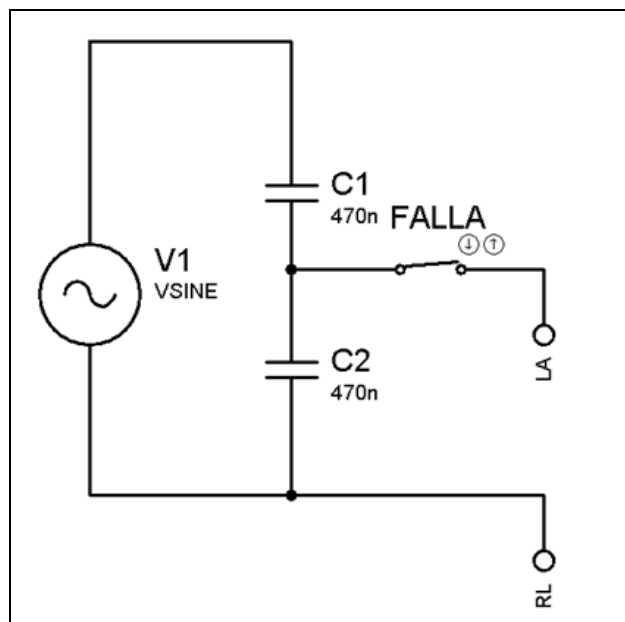


Figura 5.3

Conexión del arreglo de la Lámpara

A continuación se presenta el esquema de conexiones a realizarse para la simulación del caso 1:

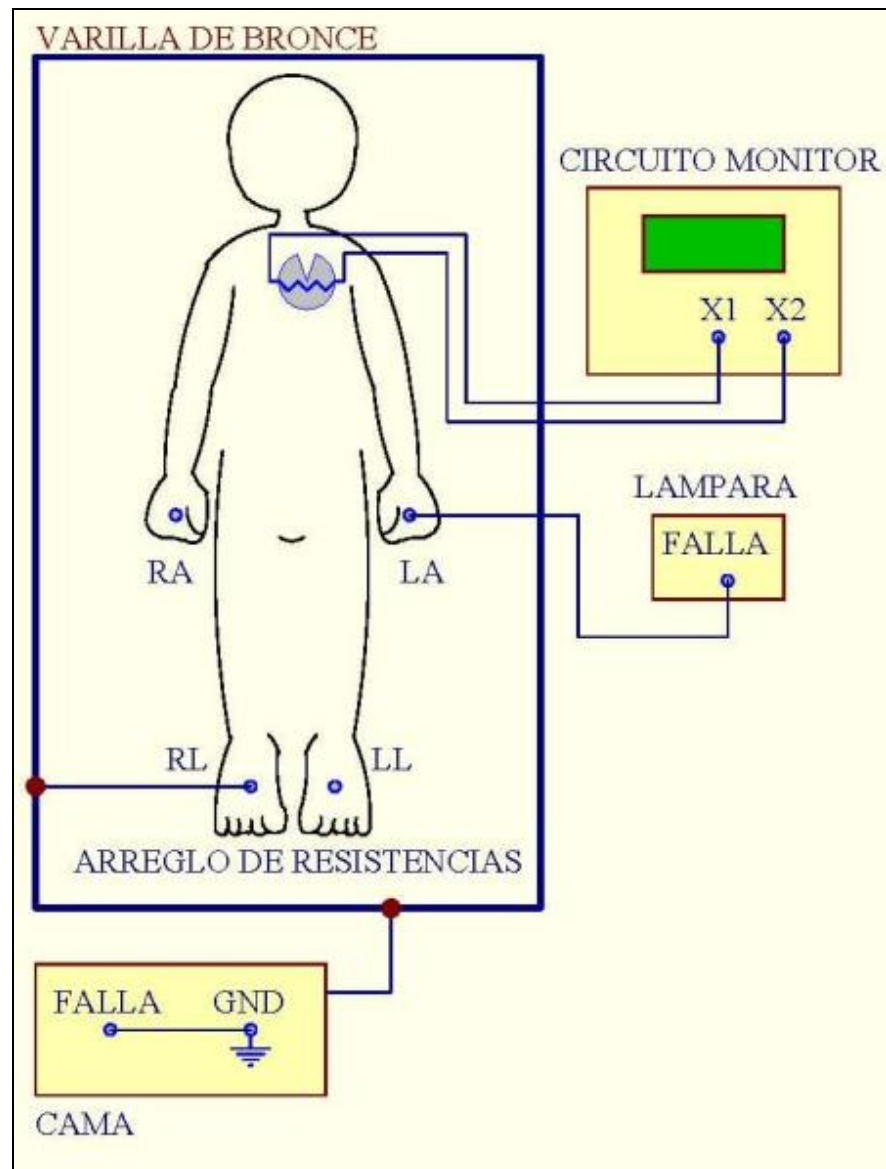


Figura 5.4

Esquema de conexión entre los módulos, caso 1

- CASO 2:

Para el segundo caso, se simula una falla en el motor eléctrico de la cama; adicional a esto, el paciente tiene conectado el monitor de presión por medio de un catéter.

Debido a que el motor eléctrico de la cama presenta una fuga de corriente en su armadura, y en este caso la cama no se encuentra aterrizada, esta corriente fluye a través del cuerpo del paciente, cerrando el circuito con el monitor de presión, produciendo un posible microshock.

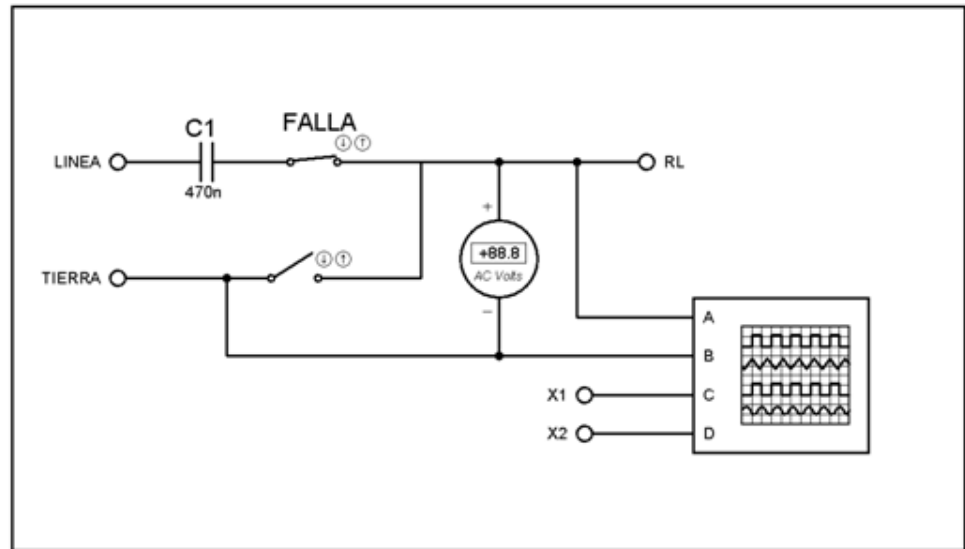


Figura 5.5

Conexión del arreglo de la Cama

El monitor de presión se simula con una resistencia de $1\text{M}\Omega$ conectado a tierra. La corriente que circula a través del corazón en este caso será de $50\mu\text{A}$ entre los pines X1 y X2.

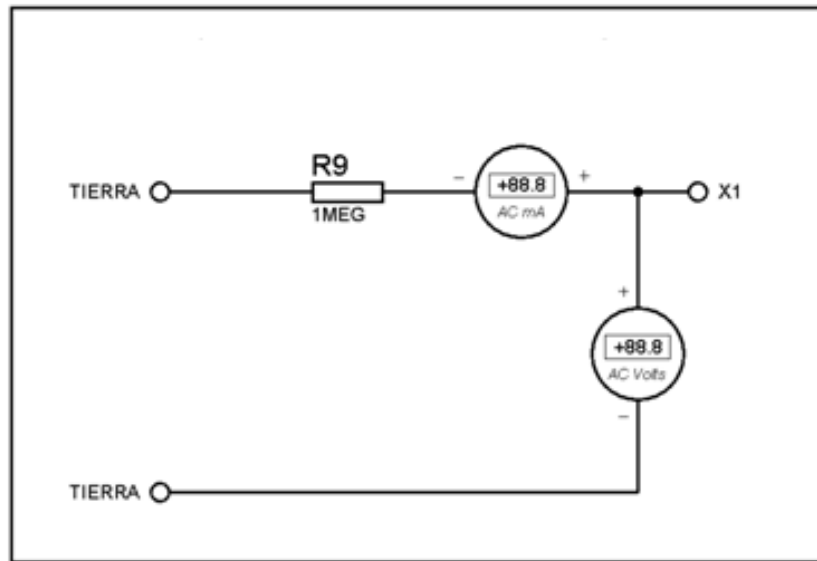


Figura 5.6

Conexión del arreglo del Monitor de Presión

Para esta prueba, se remueve el conector banana-banana que une los terminales de falla con tierra en el arreglo de la cama; con esto se aísla la cama de la tierra y se obtiene una corriente de falla que circula a través de la varilla de la cama. Al igual que en el caso 1, el arreglo de resistencias se conecta a la varilla por medio del terminal RL (pierna derecha). Se adiciona el monitor de presión conectando el terminal del mismo al

catéter, el cual proviene del terminal X1 conectado al arreglo de resistencias que se encuentra ubicado dentro de la muñeca.

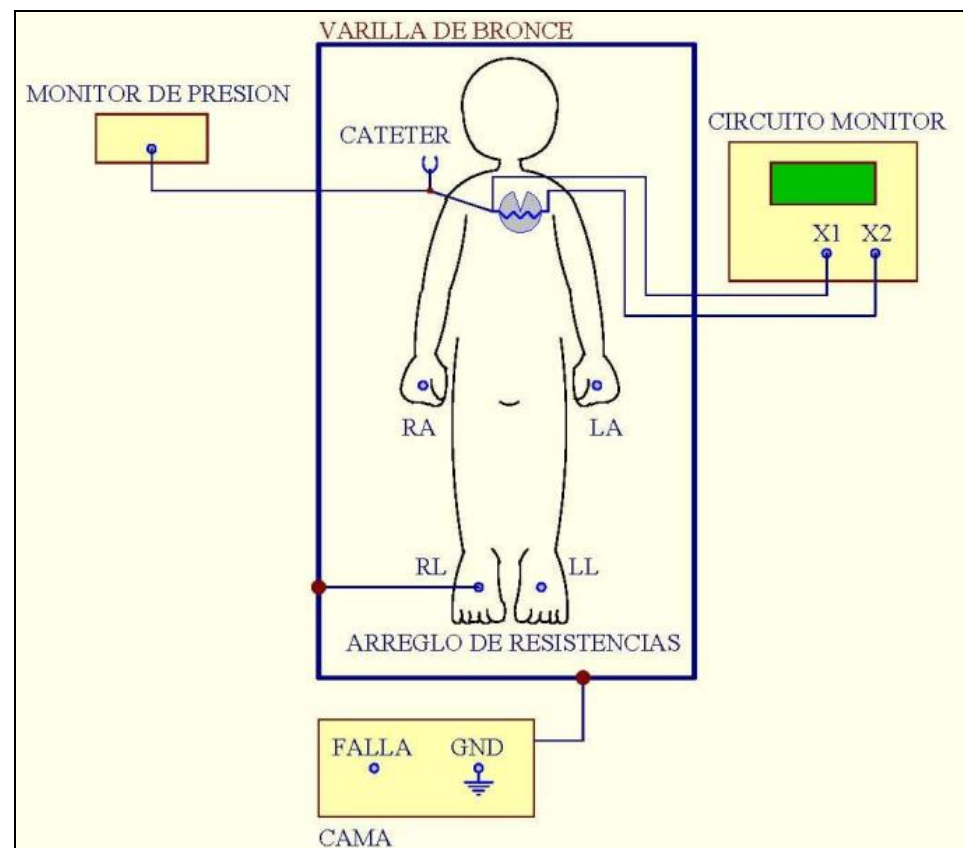


Figura 5.7

Esquema de conexión entre los módulos, caso 2

- CASO 3:

En esta prueba intervienen varios equipos médicos, básicamente consiste en simular el paso de una pequeña corriente a través del cuerpo del paciente, esto sucede cuando una falla se produce en un tomacorriente cercano a los equipos de monitoreo, como el EKG y el monitor de presión.

Cuando se tienen 2 tomacorrientes en diferentes circuitos, ambos conectados al mismo panel de distribución, se produce una caída de tensión debido a la resistencia interna de los conductores. La resistencia del conductor entre el panel de distribución y los tomacorrientes del circuito TC2 es simulada por una resistencia de 10Ω debido a una considerable distancia entre éstos. R11 representa la caída de tensión entre el panel de distribución y los tomacorrientes del circuito TC2, como lo muestra la Figura 5.8.

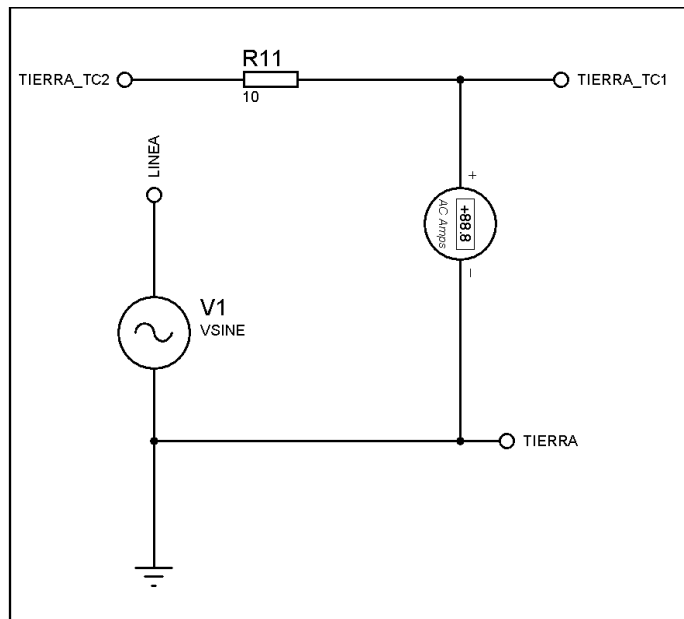


Figura 5.8

Conexión del arreglo de tomacorrientes

En el tomacorriente TC1 se energiza el EKG, mientras que en TC2 se energiza el monitor de presión y la enceradora.

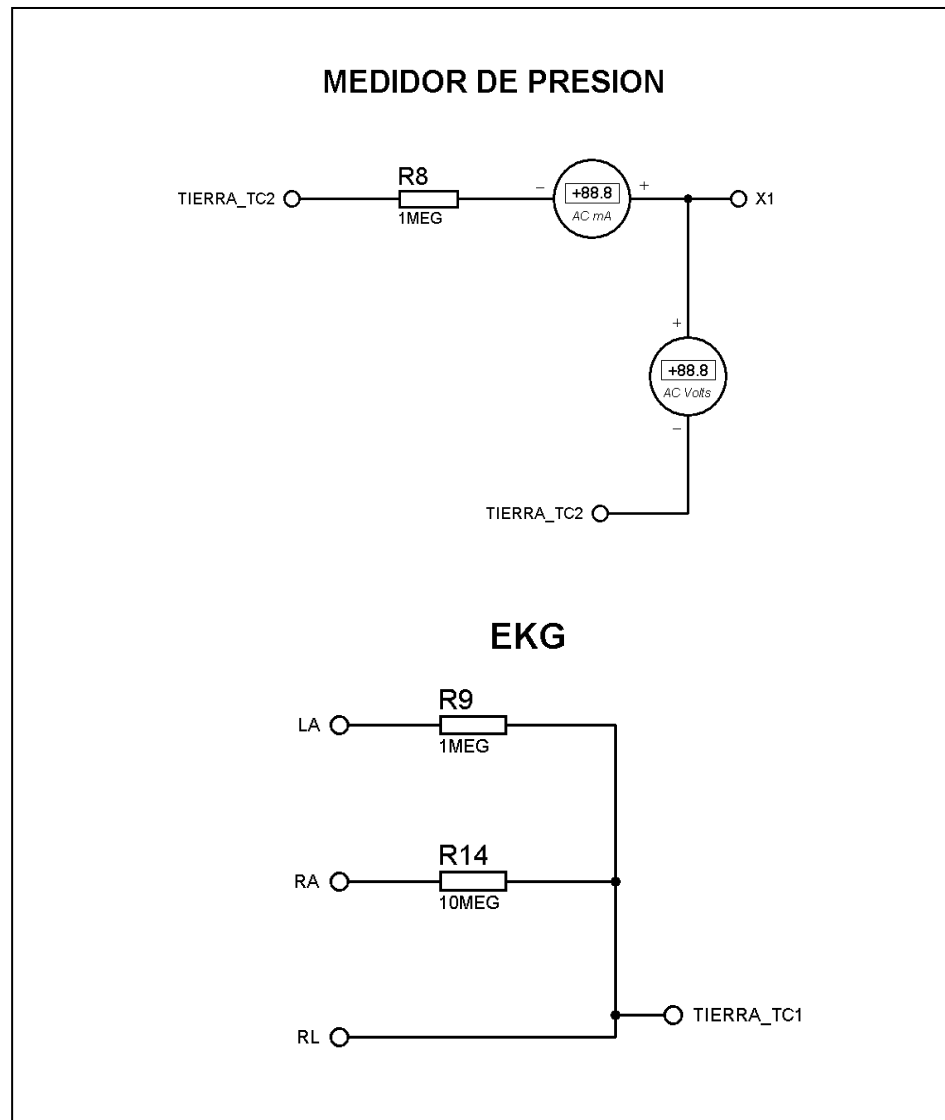


Figura 5.9

Conexión de equipos, caso 3

Se conecta el monitor de presión al catéter, y el EKG se deben conectar sus tres terminales al arreglo de resistencias LA, RL y RA como lo indica la Figura 5.9.

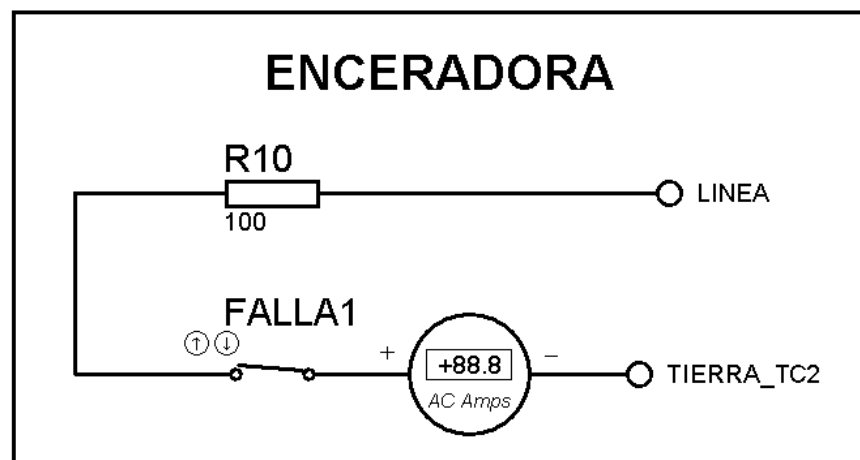


Figura 5.10

Conexión del arreglo de la encerradora

La encerradora se simula con un arreglo de resistencias de 100Ω , el cual contiene dos terminales denominados falla y tierra. Al conectarse entre sí, se produce la falla en la encerradora, la cual genera una corriente de $1.15A$ hacia la

tierra del panel de distribución, mientras que una mínima corriente de $1\mu\text{A}$ retorna al paciente a través del monitor de presión cerrando el circuito por medio del EKG.

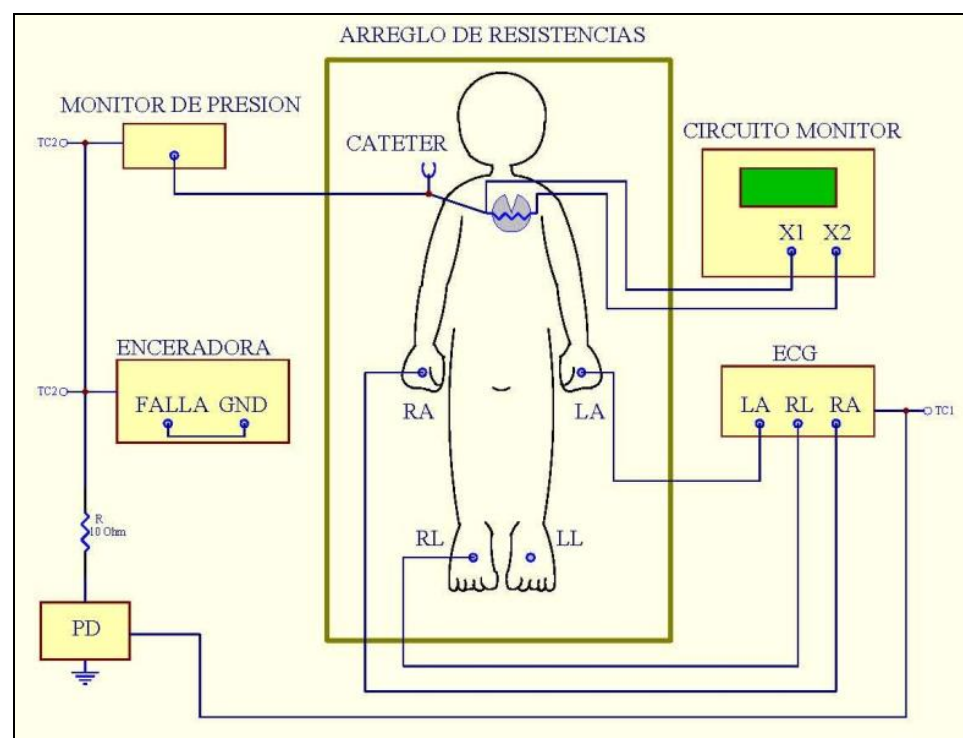


Figura 5.11

Esquema de conexión entre los módulos, caso 3

5.1 PRUEBAS REALIZADAS

El equipo simulador medirá señales de voltaje en el orden de los milivoltios, para esto se necesita un amplificador de alta ganancia, de manera que se obtengan señales entre 0 y 5V, estas señales serán ingresadas al micro-controlador

.

El circuito amplificador es altamente sensible, para analizar su respuesta, se realizaron varias pruebas del circuito amplificador armado en proto-board, para esto se utilizó un generador de funciones y un osciloscopio.

Luego de realizar pruebas experimentales, se procedió a armar las conexiones entre los módulos del simulador, con la finalidad de realizar los 3 casos presentados al inicio de esta sección. Se realizaron algunas modificaciones en las pruebas, con el objetivo de

obtener resultados más próximos a los simulados; se produjeron algunas pérdidas de voltaje, ya que los valores medidos no son de gran magnitud.

La ganancia del circuito amplificador fue modificada varias veces hasta llegar a un punto de equilibrio, puesto que cada prueba se adaptaba a diferentes valores de ganancia.

El caso 1 presentó inconvenientes al momento de elegir algunos componentes eléctricos, como los capacitores cerámicos que son utilizados en la lámpara, además existen 2 potenciómetros de $10K\Omega$ en el arreglo de resistencias mostrado en la Figura 4.15, los cuales sirven para la calibración del arreglo de resistencias, con esto se obtuvo valores de corriente en el orden de los miliamperios, indicando que estamos en presencia de un macroshock.

En el caso 2 se emplean equipos médicos tales como el monitor de presión, una cama eléctrica y el arreglo de resistencias. Al realizar las pruebas, se verificó que al no tener la cama eléctrica aterrizada, una corriente en el orden de los microamperios circula a través del corazón del paciente, obteniendo valores que indican la presencia de un microshock.

En el caso 3, se utilizan más módulos que en los otros dos casos. La cama eléctrica, el EKG, el monitor de presión, la enceradora y el circuito de tomacorrientes se encuentran presentes en esta prueba. Al realizar las mediciones, se presentaron valores pequeños (en el orden de $1 \mu\text{A}$), tratándose de un microshock.

La tabla que se muestra a continuación, indica los resultados obtenidos en las tres pruebas:

Tabla 5.1

Datos reales en cada prueba realizada

Caso	Valores Simulados	Valores Reales	
	V _{x1x2} (mVac)	V _{x1x2} (mVac)	V _{amplificador} (Vdc)
I	29,8	29	1,2
II	5,27	12	0,7
III	0,48	0,2	0,1

Donde V_{x1x2} es el voltaje diferencial medido en el corazón del paciente, mientras que $V_{amplificador}$ es el voltaje de corriente continua que sale de la etapa de amplificación e ingresa al PIC.

CONCLUSIONES

1. Al realizar diferentes visitas a hospitales de la ciudad de Guayaquil, se puede observar el incumplimiento de las normas y reglas que se deben seguir, para procurar evitar cualquier tipo de accidente eléctrico, tal como se indica en el contenido del trabajo. El error más común en los hospitales, es el de no tener circuitos independientes para cada equipo eléctrico utilizado en la vecindad del paciente, así como no tener tomacorrientes polarizados.
2. El proyecto tiene como objetivo fundamental mostrar los peligros latentes que existen en los hospitales, al tener equipos que no poseen una correcta conexión a tierra. Ésta es una de las principales causas de accidentes eléctricos en estos establecimientos, ya que al tener equipos médicos aterrizados no solo garantiza el buen funcionamiento de un equipo, sino que también provee a los pacientes y a las personas que manipulan los

equipos un alto grado de protección ante posibles fallas eléctricas. Con éste propósito se han desarrollado tres casos, el primero consiste en mostrar el peligro de tener junto a la cama eléctrica, equipos sin tierra, el segundo muestra el peligro de no tener aterrizada la cama eléctrica y, el caso tres muestra el peligro de tener lazos de tierra.

3. En el caso 1, se puede observar claramente el peligro de tener junto a la cama eléctrica equipos sin una correcta conexión a tierra. Debido a que cualquier parte del cuerpo de un paciente puede tener contacto con la parte metálica de la cama eléctrica, y a la vez tener contacto con cualquier equipo eléctrico sin una conexión a tierra, al momento de producirse la falla en este caso en la lámpara, una corriente de fuga circularía a través del paciente provocando un macroschock.

4. En el segundo caso, se representa el peligro de no tener aterrizada la cama eléctrica. Al momento de hacer contacto con la cama, y tener conectado un monitor de presión, se produce una falla en el motor eléctrico de la cama; esta corriente circulará a través del corazón del paciente descargándose hacia el monitor de presión que se encuentra aterrizado, provocando un microshock.

5. Al conectarse diferentes equipos eléctricos al mismo circuito en la vecindad del paciente, como se muestra en el caso 3, se produce una falla en la encerradora, la cual genera una corriente de fuga hacia la tierra del panel de distribución, mientras que una mínima corriente en el orden de los microamperios retorna al paciente a través del monitor de presión cerrando el circuito por medio del EKG. Esta corriente provoca un microshock en el paciente, lo que nos demuestra el peligro de tener lazos de tierra en un mismo circuito.

6. El proyecto demuestra que corrientes pequeñas pueden causar grandes lesiones cuando no se toman en cuenta las normas eléctricas para ambientes hospitalarios, ya que en la mayoría de los casos se encuentran conectados equipos médicos tanto en la vecindad del paciente como en el cuerpo del mismo.

RECOMENDACIONES

1. Todo equipo eléctrico que se encuentra en un hospital debe tener un sistema de puesta a tierra para evitar cualquier tipo de accidente, especialmente en áreas donde el paciente se encuentra expuesto a mayores riesgos, como lo son la unidad de cuidados intensivos, quirófanos, salas de emergencias, etc.
2. Cada equipo eléctrico debe tener su propio circuito de alimentación independiente, es decir, debe estar conformado por un breaker, los conductores, y el tomacorriente. La finalidad de este procedimiento es evitar un lazo de tierra, de manera que en caso de existir una falla en cualquier equipo eléctrico, ésta sea enviada a tierra, evitando que la corriente de falla circule por el cuerpo del paciente.

3. Varias empresas fabricantes de tomacorrientes venden equipos de protección de falla a tierra, son los llamados GFCI (Ground Fault Circuit Interrupters), no son muy conocidos en el medio, pero debería existir una ley que obligue a los Hospitales la instalación de estos tomacorrientes. El funcionamiento es muy simple, monitorean que la corriente que sale de la línea, sea la misma que retorna a través del neutro, en caso de existir cualquier anomalía, el dispositivo hace que el tomacorriente se dispare brindando seguridad al paciente cuando ocurre una falla de corriente.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. **Ing. Gabarda Pérez Luis**, “Corriente eléctrica: Efectos al atravesar el organismo humano”, web:

http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FichasTecnicas/NTP/Ficheros/301a400/ntp_400.pdf

2. **Ing. Alamos Hernández Juan**, “Descripción General de un Sistema de Distribución”, web:

http://www.elprisma.com/apuntes/ingenieria_electronica/sistemadistribucionenergiaelectronica/default.asp

3. **Ing. Yapur Miguel**, “Instrumentación Clínica”. Apuntes de la materia del Tópico de graduación de Electrónica Médica.

4. **Ing. Ezquerro Gonzalo**, “Guía Técnica de Eficiencia Energética en Iluminación de Hospitales y Centros de Atención Primaria”, web:

<http://www.idae.es/index.php/mod.pags/mem.detalle/relcategoria.1030/id.42/relnenu.53>

5. **Boylestad Robert**, “Teoría de circuitos y dispositivos electrónicos”, Prentice Hall, 7ª Edición.