



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**NUEVAS TECNOLOGÍAS Y MANUFACTURA PARA LA
REHABILITACIÓN, MANTENIMIENTO CORRECTIVO E INNOVACIÓN
EN EQUIPO MÉDICO Y DE LABORATORIO**

TESINA

**QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO ELÉCTRICO ELECTRÓNICO**

PRESENTA:

ARTURO ZAMORA AGUIRRE

DIRECTOR DE TESINA

ING. EDUARDO CARRANZA TORRES



CIUDAD UNIVERSITARIA 23 /2/ 2016.

Contenido

1.- Objetivos.....	6
2.- Introducción.....	7
3. Secretaría de Salud	8
3.1 Tipos de hospitales.....	8
3.2 Instituto Nacional de Pediatría	9
3.3 Departamento de Electromedicina.....	10
3.4 Instrumentos de medición del depto. De Electromedicina	11
4. Marco teórico.....	15
4.1 Introducción.....	16
4.2 Mantenimiento	19
4.3 Seguridad eléctrica.....	21
4.4 Conceptos básicos de equipo biomédico y de laboratorio	26
4.5 Transductores	29
4.6 Importancia de los avances tecnológicos	31
5.- Desarrollo de nuevos dispositivos	31
5.1 Cadsoft Eagle.....	33
5.2 Método del planchado.....	37
5.3 Protección del circuito impreso “Máscara antisoldante”	41
5.4 Perforación de la placa.....	44
5.4 Control de Camilla.....	47
5.5 Sensor de temperatura	55
6.- Resultados Obtenidos.....	66
7.- Conclusiones	66
9.- Bibliografía.....	67

Tabla de ilustraciones

Figura 1, logotipo del Instituto Nacional de Pediatría	9
Figura 2. Organigrama del Instituto Nacional de Pediatría	9
Figura 3, Orden de Servicio (Área solicitante, servicio solicitado, servicio realizado, refacciones utilizadas, fecha y firmas)	11
Figura 4, Multímetro Fluke 179	12
Figura 5, Osciloscopio Fluke 199B	12
Figura 6, Simulador de Paciente Fluke medSim300B	13
Figura 7, Analizador de Desfibriladores Fluke impulse 4000	14
Figura 8, Analizador de Seguridad eléctrica Fluke Medtester 5000C	14
Figura 9, Esquema del circuito cardiorrespiratorio	17
Figura 10, Electrocardiograma normal	17
Figura 11, Clavija de grado Hospitalario	21
Figura 12, Efectos de la corriente en el cuerpo [7]	23
Figura 13, Macroshock	24
Figura 14, Microshock debido a catéter	25
Figura 15, Analizador de Química Clínica; Selectra Pro M	27
Figura 16, Equipo de Diatermia	28
Figura 17, Ventilador mecánico modelo Vela	29
Figura 18, Analizador hematológico de cinco partes, Quintus	31
Figura 19, Hoja de circuitos transferible	32
Figura 20, Panel de Control EAGLE	33
Figura 21, Editor de esquemático EAGLE	34
Figura 22, Esquemático en EAGLE	34
Figura 23, Agregar componentes al esquemático	35
Figura 24, Unión de nodos en esquemático	35
Figura 25, Ruteo del capacitor al circuito integrado	36
Figura 26, PCB Terminado (Interfaz RS232)	37
Figura 27, Limpieza de la placa	38
Figura 28, Colocación del papel sobre la placa	39
Figura 29, Removiendo papel de la placa	40
Figura 30, Limpieza de toner	40
Figura 31, Proceso de estañado	42
Figura 32, Kit Máscara Antisoldante	43
Figura 33, Planilla de pads transferible	43
Figura 34, Perforación de circuito impreso	45
Figura 35, Soldado de componentes	46
Figura 36, Esquemático para control camilla Linet	48
Figura 37, Microswitch utilizado en control de camilla	48
Figura 38, Diseño final del diagrama eléctrico	49
Figura 39, Control de camilla con máscara antisoldante	49
Figura 40, Diseño final de la carátula	50
Figura 41, Control de Camilla Final	51
Figura 42, Manual y Control	54
Figura 43, Empaque típico y patillaje del CI LM35	56
Figura 44, Sensor básico de temperatura °C (2-150°)	56
Figura 45, Voltímetro digital	57
Figura 46, Amplificador no inversor	59

<i>Figura 47, Etapa de adquisición y amplificación</i>	60
<i>Figura 48, Divisor de voltaje</i>	61
<i>Figura 49, Etapa de comparación</i>	62
<i>Figura 50, Esquemático final. Sensor de temperature</i>	63
<i>Figura 51, Layout Sensor de temperatura</i>	63
<i>Figura 52, Sensor de temperatura con alarma</i>	64
<i>Figura 53, Sensor de temperatura y Multímetro Calibrado</i>	65

Agradecimientos

Este reporte y las actividades aquí descritas son el resultado de un gran esfuerzo, trabajo constante y el apoyo de diferentes personas a lo largo de mi trayectoria como estudiante.

A la Universidad Nacional Autónoma De México por brindarme los medios educativos, recreativos y culturales indispensables para mi formación y para la vida.

A mis profesores que transmitieron no sólo fórmulas, teoría y ecuaciones sino también sus conocimientos profesionales y el deseo de salir adelante e impulsar a dar lo mejor de mí en cada momento.

Al Ingeniero Eduardo Carranza que como maestro inspiró más en mí el compromiso por México y con la Universidad. Por orientarme en mi camino universitario y por dar soporte en la elaboración de este trabajo.

Agradezco también a la ingeniera Fernanda Piña, jefa del departamento de electromedicina, que me dio la oportunidad de realizar con ella mi servicio social y durante éste, dejarme intervenir en los mantenimientos y diferentes actividades de ingeniería. Por tener la confianza para permitirme proponer nuevas soluciones y darme las facilidades para llevarlas a cabo. A Verónica, Luis, Rosalba, Fernando, Gerardo, el famosísimo Jarquín y Lalo, todo el equipo de electromedicina que me llenó de conocimiento y experiencia.

A Adrián, Manzur, Juan Carlos, entre otros compañeros dentro de la Facultad con quienes trabajé en conjunto para superar cada examen, cada proyecto y cada obstáculo afrontado a lo largo de la carrera y con los que pasé excelentes momentos, por los logros.

A mis amigos Miguel Collado por su incondicional apoyo en la elaboración de proyectos y la amistad, De Anda por las ilustraciones en este trabajo. A Luisa, Páramo, Manuel, Paul, por apoyarme y por las risas.

A mi madre y mi hermana que estuvieron en todo momento para comprenderme, exigirme, aconsejarme y apoyarme tanto en los éxitos como en las caídas. Por su amor. Por todo.

1.- Objetivos

Objetivos del servicio social:

Los objetivos del programa de servicio social se pueden resumir en los siguientes puntos:

1. Apoyo en mantenimiento correctivo de equipo médico
2. Apoyo en mantenimiento preventivo de equipo médico
3. Atender reportes de fallas y asesorías para el manejo de equipo médico
4. Realizar seguimiento de reportes y generación de indicadores
5. Utilizar instrumentos de medición calibrados para llevar trazabilidad en mantenimientos.

Además de que existió la posibilidad de implementar nuevas tecnologías para desarrollar pequeños y nuevos proyectos en los cuales los objetivos eran:

- a) Diseñar y construir un control para camilla como repuesto funcional
- b) Diseñar un sensor de temperatura con alarma audible

Objetivos del reporte:

El objetivo de este reporte es dar a conocer mis actividades como servicio social dentro del Instituto Nacional de Pediatría, poniendo en práctica los conocimientos adquiridos a lo largo de la carrera y también dar a conocer lo aprendiendo de los profesionales con los que colaboré para poder afrontar situaciones típicas dentro del Instituto Nacional de Pediatría.

Explicaré la importancia de los mantenimientos preventivos y correctivos, la influencia de las nuevas tecnologías y del papel que juega una buena comunicación con todo el personal, ejemplificando con diferentes tareas que se llevaron a cabo con una misma finalidad: tener equipo médico o de laboratorio que garantiza su correcto funcionamiento.

Este trabajo tiene, además, la finalidad de servir como una guía a personal técnico o a quienes estarán en contacto con equipo médico para poder realizar dispositivos, refacciones u otro proyecto para solucionar problemas; esto soportado por el desarrollo de conceptos básico pero de gran importancia dentro de este campo.

2.- Introducción

Con el paso del tiempo y la enorme innovación tecnológica que hemos vivido en los últimos años, el campo de la salud se ha relacionado con el campo de la ingeniería, ya no únicamente en el desarrollo de dispositivos mecánicos sino también de equipos completos conformados por dispositivos eléctricos y electrónicos que proporcionan tanto al paciente como al operario más y mejores beneficios. Con la integración de la medicina y la ingeniería surgen los *Ingenieros Biomédicos*.

Un Ingeniero Biomédico “es aquel que aplica principios eléctricos, mecánicos, químicos, ópticos, entre otros, para entender, modificar o controlar sistemas biológicos (humano y animal), así como también diseñar y manufacturar productos capaces de monitorear funciones fisiológicas y asistir en el diagnóstico y tratamiento de pacientes” [1]

Aplicar dichos principios en el Instituto Nacional de Pediatría (INP), aprendidos a lo largo de la carrera con un sentido de compromiso permite llevar a cabo diferentes tareas como mantenimientos preventivos y correctivos, instalaciones de equipo médico variado y el uso de nuevas tecnologías para la rehabilitación de éstos.

Cabe mencionar que tener un buen control sobre los mantenimientos es una de las funciones más importantes del departamento de Ingeniería Biomédica, pues garantiza con ellos un buen funcionamiento y permite reducir costos tanto de operación como en refacciones. Más adelante se describe la manera en que se realizaron dichas tareas, los instrumentos de medición empleados y también los resultados que se obtuvieron en beneficio del instituto.

3. Secretaría de Salud

La Secretaría de Salud de México es el organismo que se encarga por una lado, de fomentar y desarrollar programas de salud y campañas de vacunación, y por otro lado, de la manutención de los centros de salud en el país (hospitales, clínicas, sanatorios o consultorios médicos). También tiene la función de mantener un control del personal médico, alimentos y medicinas que pueden ser utilizadas dentro del país.

La Secretaría de Salud define un hospital como “...lugar en donde se atiende a los enfermos, para proporcionar el diagnóstico y tratamiento que necesitan” [2] y son diferentes dependiendo de las patologías y/o especialidades médicas que atienden.

Una clasificación de los hospitales que resulta muy útil al hablar del sector Salud en México, es la clasificación por niveles de atención y se determinan por las siguientes características.

3.1 Tipos de hospitales

Hospital de Primer nivel

Es también conocido como un Puesto de Salud y se encarga de atender consultas generales, medicina familiar o en su caso, padecimientos o enfermedades no graves, pues no cuenta con las instalaciones ni equipo necesario para realizar procedimientos como cirugías o estudios de mayor complejidad.

Hospital de Segundo Nivel

Puede proporcionar consulta externa y hospitalización para las 4 especialidades básicas de la medicina (cirugía general, medicina interna, ginecoobstetricia y pediatría). En éstos se llevan a cabo procedimientos de mediana complejidad y en caso necesario, se puede canalizar al paciente a un hospital de tercer nivel.

Hospital de Tercer Nivel

Son las unidades más complejas del Sector Salud, pues cuentan con el personal y el equipo especializado para atender patologías específicas además de contar con tecnología avanzada para la detección y tratamientos de éstas. Es importante mencionar que en los hospitales de tercer nivel se llevan a cabo actividades de investigación y apoyo a la docencia.

Existen además en México los Institutos Nacionales de Salud, conformado por un total de doce instituciones y tienen como objetivo la investigación científica en el campo de la salud, la formación y capacitación de recursos humanos y la prestación de atención médica de alta especialidad.

Entre éstos, se encuentra el Instituto Nacional de Pediatría, lugar en el que se llevaron a cabo los proyectos descritos más adelante.

3.2 Instituto Nacional de Pediatría

Fundado el 6 de Noviembre de 1970, el Instituto Nacional de Pediatría (INP) es un hospital de tercer nivel, por tener una torre dedicada exclusivamente a la investigación, cuya especialidad es la pediatría, es decir la población infantil del país. Su logotipo se aprecia a continuación en la *figura 1*.



Figura 1, logotipo del Instituto Nacional de Pediatría

Para que el instituto pueda funcionar de manera correcta, el INP está constituido por diferentes departamentos y direcciones con sus tareas específicas como se ve en el organigrama de la *figura 2*.

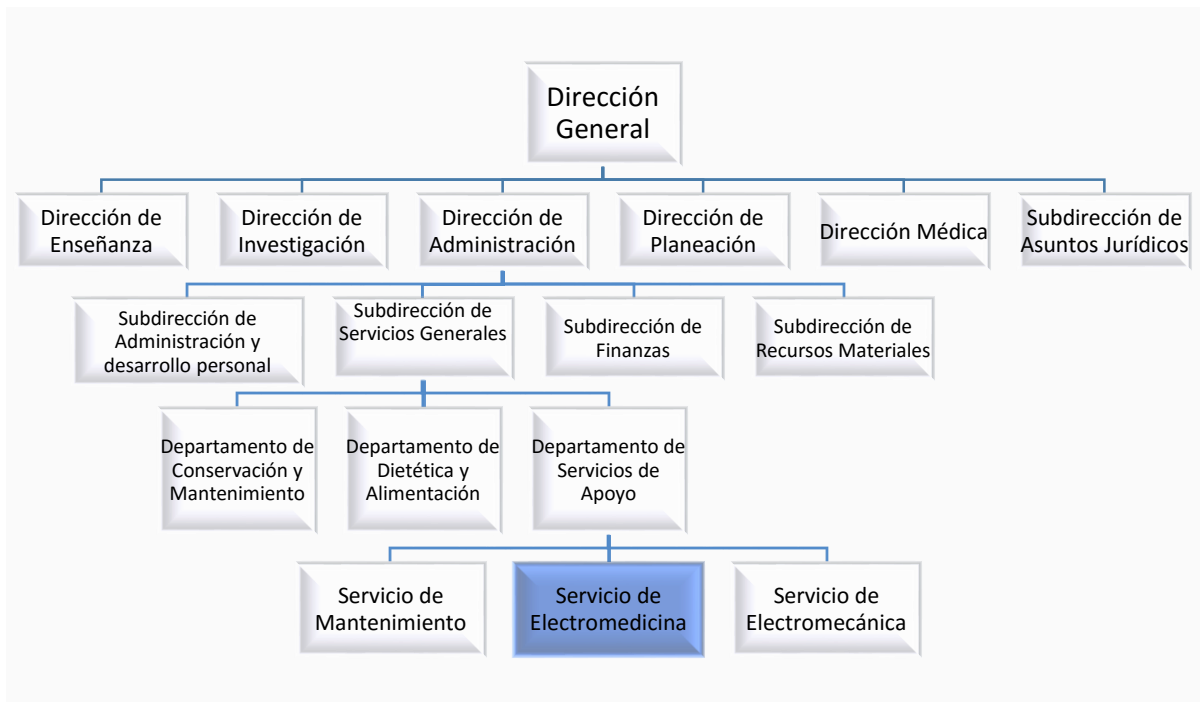


Figura 2. Organigrama del Instituto Nacional de Pediatría

Dentro de la Dirección de Administración se encuentra el Servicio de Electromedicina, el cual tiene como funciones más importantes: dar mantenimiento preventivo y correctivo al equipo médico y de laboratorio dentro del hospital, asegurando el buen funcionamiento de éstos y garantizando la disponibilidad de los mismos; así se reduce el tiempo que se encuentran fuera de servicio y previniendo gastos por reparaciones, lo cual se traduce en una disminución de costos y que principalmente, tiene un impacto positivo en los servicios prestados a los pacientes.


3.3 Departamento de Electromedicina

El Servicio de Electromedicina es el encargado de mantenerlos equipos que se encuentran dentro del instituto trabajando en las mejores condiciones. Resulta importante manejar bien los conceptos de ingeniería para poder lograr una comunicación efectiva con el personal que ahí trabaja. A su vez existen tres conceptos de gran importancia para el departamento: Inventario, orden de servicio y calendario de mantenimiento.

El inventario utilizado en Electromedicina es una lista (Excel) que contiene información de todo el equipo médico que existe en el hospital, marca, número de serie, modelo, área al que pertenece y número de inventario, esto con el fin de tener orden, control y conocimiento del lugar donde se encuentran todos los equipos.

El calendario de mantenimiento, es el que indica las fechas en las que éstos se tienen que realizar a los equipos, ya que hay unos que requieren mantenimiento bimestral, semestral, anual o según cómo el equipo lo demande. Con ayuda de esta herramienta se pueden hacer las revisiones necesarias antes de que fallas sean reportadas y se garantiza que el equipo está en óptimas condiciones para su funcionamiento.

Las órdenes de servicio, como la que se ilustra en la *figura 3*, sirven para conocer a que equipos se le ha dado mantenimiento, las fallas que ha presentado y las refacciones o procedimientos utilizados en su reparación. Al momento de hacer una orden de servicio, se da una copia a la persona responsable del área al que pertenece el equipo con el fin comprobar bajo qué condiciones fue devuelto y con el consentimiento de ambas partes.


Instituto Nacional de Pediatría
 Departamento de Conservación y Mantenimiento
 Servicio de Electromedicina
REPORTE DE SERVICIO A EQUIPO MEDICO Y DE LABORATORIO

ÁREA SOLICITANTE:		ORDEN DE SERVICIO No. 502156
SOLICITADO POR:	FECHA DE SOLICITUD:	
EXTENSION:		
EQUIPO:	MARCA:	MODELO:
INVENTARIO No.:		
SERVICIO SOLICITADO		
SERVICIO REALIZADO		
REFACCIONES UTILIZADAS		
CANT.		
REALIZADO EL DÍA _____ DEL MES _____ DE 20__		
REALIZADO POR:	RECIBIDO DE CONFORMIDAD	Vc. Bo.
NOMBRE Y FIRMA	NOMBRE Y FIRMA	FIRMA JEFE DEL SERVICIO DE ELECTROMEDICINA

A-4-2-08

Figura 3, Orden de Servicio (Área solicitante, servicio solicitado, servicio realizado, refacciones utilizadas, fecha y firmas)

3.4 Instrumentos de medición del depto. De Electromedicina

Para llevar a cabo las tareas correspondientes al departamento de electromedicina es importante contar con los recursos y el equipo necesario para realizar las correcciones, reparaciones y diagnósticos de manera adecuada, tanto herramientas como instrumentos de medición, los cuales a su vez deben estar calibrados.

“Las mediciones generalmente involucran la utilización de un instrumento como medio físico para determinar una cantidad o variable. El medidor debe servir como una extensión de las facultades humanas y en muchos casos habilita a una persona para determinar el valor de una cantidad desconocida, que con las facultades humanas innatas no podría medir.” [3]

Con ese concepto en mente, es importante también conocer las siguientes definiciones:

- **“Instrumento:** Un dispositivo empleado para determinar el valor o magnitud de una cantidad o variable.
- **Exactitud:** la cercanía con la cual la lectura de un instrumento se aproxima al valor verdadero de la variable medida.
- **Precisión:** Una medida de la repetitividad de las mediciones; esto es, dado un valor fijo de una variable la precisión es una medida del grado con el cual las mediciones sucesivas difieren de la otra.
- **Sensibilidad:** La relación de la señal de salida o respuesta del instrumento al cambio de la entrada o variable medida.
- **Resolución:** el cambio más pequeño en el valor medido para el cual el instrumento responderá.
- **Error:** la desviación del valor verdadero al valor medido.” [3]

A partir de dichas definiciones se explican algunos de los instrumentos de medición que son de gran importancia al momento de realizar un servicio, pues a partir de ellos se podían detectar fallas y determinar la solución pertinente.

Multímetros

Los multímetros que se encuentran en el servicio son de la marca Fluke modelo 179, los cuales están calibrados y permiten realizar mediciones de voltaje, corriente, continuidad, capacitancia, temperatura, entre otras magnitudes, para que se pueda hacer un diagnóstico del equipo médico y de la falla en cuestión. Por su fácil uso, variadas aplicaciones y transportación son una de los instrumentos más utilizados en el servicio. Se ejemplifica en la siguiente *figura 4*.



Figura 4, Multímetro Fluke 179

Osciloscopio

Marca Fluke, modelo 199B. Este instrumento nos sirve para realizar mediciones de señales eléctricas que varían en el tiempo. Entre otras aplicaciones, lo usé frecuentemente para ver la salida de estimuladores electromagnéticos y el comportamiento de la señal al mover los parámetros de éste: amplitud, frecuencia o ciclo de trabajo. En la *figura 5* se ve el equipo utilizado en el INP para las diferentes mediciones.



Figura 5, Osciloscopio Fluke 199B

Simulador de Paciente

Es una de los instrumentos más utilizados para verificar el funcionamiento de monitores de signos vitales, pues con éste se pueden determinar fallas en los cables, en los módulos del mismo monitor o si el paciente presenta alguna condición que dificulte la medición como la piel reseca o con alguna otra sustancia que no permita la transmisión de las señales fisiológica al monitor. La *figura 6* muestra el equipo, en la parte superior se destaca los bornes para las diferentes derivaciones cardiacas; éstas son el registro de la diferencia de potencial entre dos puntos.



Figura 6, Simulador de Paciente Fluke medSim300B

El modelo Fluke MedSim 300B, entre otras funciones, simula la actividad del corazón y permite ver las diferentes formas de un electrocardiograma¹, permitiendo cambiar la frecuencia y simulando también anomalías del corazón, así como también frecuencia respiratoria y temperatura.

Analizador de desfibriladores.

Los desfibriladores constituyen uno de los instrumentos médicos más importantes en un hospital debido al papel que juegan al momento de presentarse una emergencia, es por ello que se debe garantizar su correcto funcionamiento.

El analizador Fluke Impulse 4000 mostrado en la *figura 7* permite verificar que la energía entregada por el desfibrilador es igual a la que el propio equipo indica. Las mediciones precisas en joules dan al operario y al paciente la garantía de que la energía suministrada es igual a la deseada. Otra de las características del analizador es la simulación de una señal ECG, para verificar que el desfibrilador responde en el momento indicado, es decir, está sincronizado con la actividad del corazón.

¹ Detalles de electrocardiograma y electrocardiógrafo en sección No. 4 “Ciclo cardio-respiratorio”



Figura 7, Analizador de Desfibriladores Fluke impulse 4000

Analizador de seguridad eléctrica

Aunque la importancia del tema de seguridad eléctrica se desarrolla más adelante en el marco teórico, aquí se explica el uso y utilidad que tiene este equipo dentro del departamento.

En la *figura 8* se aprecia el Fluke Medtester 5000C, se pueden hacer las mediciones necesarias que nos indican si existe alguna corriente parásita o de fuga por el exterior (chasis), de otro equipo médico. Estas corrientes pueden poner en riesgo la vida de la gente que utiliza o que mantenga algún tipo de contacto con el instrumental médico y por ello se debe asegurar que se encuentran dentro de un rango permitido; en caso contrario el equipo debe someterse a revisión y reparación.



Figura 8, Analizador de Seguridad eléctrica Fluke Medtester 5000C

Analizador de equipo de electrocirugía.

Igual que los desfibriladores, el equipo de electrocirugía tiene un rol importante en los procedimientos quirúrgicos pues permite que mediante corriente eléctrica se realicen cortes y cauterizaciones en el tejido del cuerpo. Al trabajar con corriente eléctrica que pasa por el cuerpo, surge también la necesidad de garantizar seguridad, para ello se usa en analizador Fluke454.

Éste nos permite conocer que la potencia que es entregada en los diferentes modos de operación del equipo, bajo distintos tipos de tejido humano, es igual a la potencia seleccionada. Los resultados se consiguen al utilizar el electrocauterio en una de las terminales del analizador bajo distintos valores de impedancia para medir en watts la potencia a la salida.

4. Marco teórico

Principios de Fisiología Humana

La Real Academia Española (RAE) define la fisiología como “Ciencia que tiene por objeto el estudio de las funciones de los seres orgánicos.”² Por lo que podemos entender que la fisiología humana es el estudio de las funciones del cuerpo humano.

John E. Hall dice en su libro “En la *fisiología humana* intentamos explicar las características y mecanismos específicos del cuerpo humano que hacen que sea un ser vivo.” [4]

Ya que resultaría bastante complejo hablar de todos los sistemas que componen al cuerpo humano, me limito a escribir sólo algunos conceptos que abren el panorama y permitirán comprender como la ingeniería llega a vincularse con la rama de la medicina con el fin de tener mejores soluciones.

² Real Academia Española. (2001). *Diccionario de la lengua española* (22.ªed.). Consultado en <http://www.rae.es/rae.html>

4.1 Introducción

La célula es la unidad viva básica del cuerpo humano y cada órgano dentro de él está constituido por diferentes tipos de células, cada uno adaptado para cumplir una función específica. Por ejemplo, los *eritrocitos*, células que se encargan de transportar el oxígeno desde los pulmones a todos los tejidos.

Prácticamente todas las células tienen la capacidad de reproducirse formando más células de su mismo estirpe, por eso cuando se destruyen células de un tipo el resto de ellas genera nuevas células hasta rellenar el cupo.

El cuerpo humano de un adulto está constituido en un 60 % de líquido; una solución acuosa de iones y otras sustancias que se encuentra en su mayoría dentro de las células, eso se conoce como *líquido intracelular*, pero también se encuentra en una tercera parte fuera de las células, llamado *líquido extracelular*. En este último se encuentran todos los nutrientes que necesitan las células para mantenerse vivas y son transportados por la sangre con ayuda del corazón, absorbiendo nutrientes de los alimentos y de los pulmones como veremos más adelante.

Ciclo Cardiorrespiratorio

Ya que sabemos que el cuerpo humano está constituido por células y que éstas forman tejidos, órganos y sistemas podemos ver cómo trabaja uno de los órganos más importantes para la vida, el corazón.

El corazón es el órgano que se encarga del transporte, utilizando la sangre como medio, para llevar oxígeno y nutrientes hacia las células e incluso también transporta los desechos a otras partes del cuerpo.

Básicamente está constituido por dos pequeñas bombas, una del lado derecho y otra del lado izquierdo, formadas cada una por una aurícula y un ventrículo el cual se encarga de proporcionar la fuerza de bombeo; el ventrículo derecho bombea la sangre hacia los pulmones y el izquierdo hacia el resto de los órganos. Esto quiere decir que primero la sangre absorbe el oxígeno en los pulmones y regresa al corazón rica en nutrientes para ser bombeados (por el lado izquierdo) hacia el resto de los órganos.

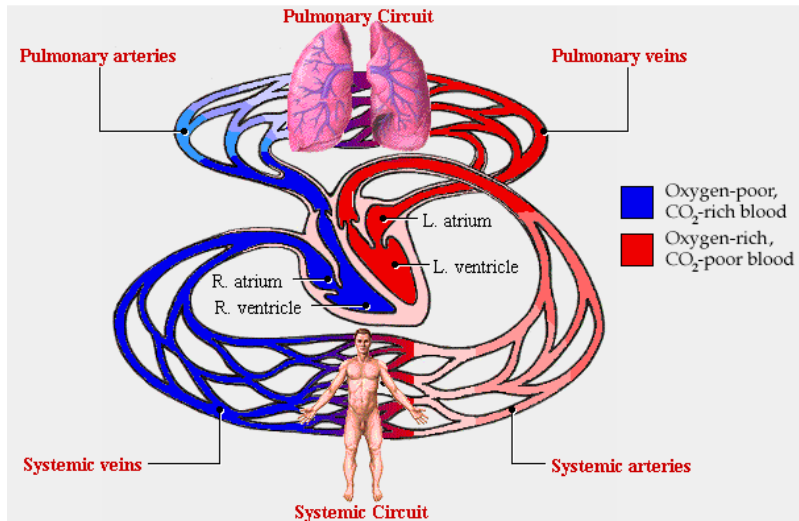


Figura 9, Esquema del circuito cardiorrespiratorio³

El ciclo cardiaco, mostrado en la *figura 9*, está formado por un periodo de relajación denominado diástole y un periodo de contracción llamado sístole. Durante este ciclo, el corazón pasa por diferentes etapas con cambios en los potenciales eléctricos del corazón los cuales podemos ver y medir con un electrocardiógrafo, lo que obtenemos de éste se llama electrocardiograma.

En la *figura 10* que a continuación se muestra vemos gráficamente los diferentes eventos que se llevan a cabo a lo largo de un ciclo de sístole y diástole en condiciones normales. A cada curva o segmento de ésta se identifica por medio de una letra que significa una etapa diferente.

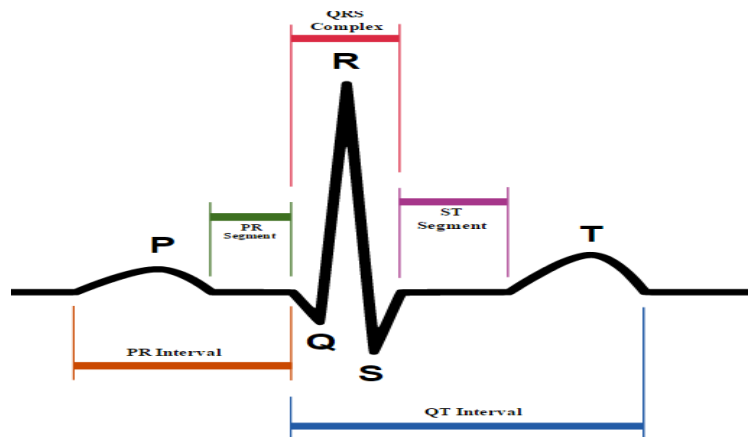


Figura 10, Electrocardiograma normal

³ (Benjamin Cummings, Interactive Physiology

1. El nodo sinoauricular produce la despolarización de la aurícula y genera la onda P.
2. En color naranja se aprecia el intervalo PR, y es el tiempo de conducción entre el inicio de la despolarización hasta el inicio del complejo QRS. El complejo QRS es la representación gráfica de despolarización de los ventrículos del corazón
3. La onda Q es la primer onda invertida que se ve después de la onda P y marca el inicio del complejo QRS
4. La primera onda después de la Q es la que se conoce como onda R y es la más grande que se puede ver en un ECG. S es la primera curva negativa que precede a la onda R. En conjunto, estas tres curvas marcan la despolarización de los ventrículos
5. El segmento ST es una línea sin voltaje que termina con la curva T que es la repolarización de los ventrículos.

Cuando se conocen los tiempos y las formas que debe tener un ECG es fácil identificar problemas en el corazón tales como obstrucciones o un funcionamiento anormal.

Constantes fisiológicas

Existen otras constantes fisiológicas que resultan importantes de conocer cuando se está trabajando con equipos médico pues son un primer acercamiento al estado del paciente estas son:

- Frecuencia Cardiaca (FC): Se conoce como el número de ciclos cardiacos o latidos del corazón en un minuto. En un adulto saludable la frecuencia cardiaca varía entre 60 y 100 latidos en estado de reposo. En los niños puede ser de hasta 130 latidos por minuto [4].
- Presión Arterial (PA): Es la presión que ejerce la sangre en las paredes arteriales y se mide en milímetros de mercurio (mmHg). Al medirse se obtienen dos valores, la que corresponde a la presión sistólica y la correspondiente a la diastólica, siendo respectivamente la de mayor y menor valor. Sus rangos normales son de 120 a 139 y de 80 a 89.
- Frecuencia respiratoria (FR): Nos indica el número de ciclos respiratorios en un minuto. Un ciclo respiratorio consta de la inspiración, introducción de aire a los pulmones, y de la expiración, cuando se expelle el dióxido de carbono. En un adulto sano y en reposo el rango va de 12 a 20 respiraciones por minuto.
- Saturación de Oxígeno (SpO₂): Se refiere al porcentaje de sangre rica en oxígeno que hay en el torrente sanguíneo. En una persona sana el valor debe ser mayor a 90 %.
- Temperatura: Es la cantidad de calor que tiene el cuerpo humano. Varía dependiendo de la zona pero se establece que los rangos normales de la temperatura periférica es desde 36.1 hasta los 37 grados Celsius.

Amplificación de señales

Es importante mencionar que la mayoría de las señales eléctricas que se generan dentro del cuerpo son de magnitudes pequeñas que pueden van incluso desde el orden de microvolts. Éstas pueden ser captadas por electrodos pero deben ser amplificadas para poder realizar un mejor análisis y manipulación de las mismas.

La manera de amplificar estas señales para ser medidas se consigue utilizando amplificadores operacionales. Éstos, como su nombre lo dice son componentes electrónicos capaces de amplificar de manera matemática una señal eléctrica. Están constituidos por arreglos de transistores y citando a Coughlin en su libro “Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales” “El tiempo para diseñar un amplificador con un amplificador operacional es de unos 10 segundos. Los circuitos que pueden realizarse con uno o dos amplificadores operacionales y unos pocos componentes incluyen la generación de señal (osciladores), acondicionamiento de señales, temporizadores, detección de nivel de voltaje y modulación.” [5]

En el capítulo 5.5 se muestra el funcionamiento de un circuito amplificador.

4.2 Mantenimiento

Se llama mantenimiento al conjunto de técnicas y procedimientos que están destinados a conservar equipos e instalaciones en funcionamiento óptimo durante el mayor tiempo posible y obteniendo el máximo rendimiento.

En el Instituto Nacional de Pediatría se tiene un riguroso control sobre los equipos y su estado de funcionamiento para poder realizar las acciones pertinentes que garanticen su funcionamiento y no poner en riesgo a los pacientes ni al operario.

Se distinguen dos tipos diferentes de mantenimiento:

Mantenimiento Preventivo:

El Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud define en un artículo al mantenimiento preventivo como “la serie de procedimientos periódicos que un equipo requiere para minimizar el riesgo de falla y para asegurar su continua y adecuada operación” [6]

El objetivo de este tipo de procedimientos es el de detectar cualquier tipo de problemas en su fase inicial o condiciones anormales en el equipo en el momento oportuno para poder dar una solución y evitar que el equipo requiera mayores intervenciones que se traducen en tiempo

fuera de servicio y que representan costos más elevados por la utilización de refacciones o mano de obra urgente.

Como se mencionó anteriormente el departamento de electromedicina cuenta con un calendario de mantenimiento el cual contempla las fechas y periodicidad que requieren los equipos (según el fabricante) para poder conservar en óptimas condiciones el quipo y evitar pérdidas de información en el caso de equipo de cómputo dentro de las diferentes áreas del hospital.

Es importante que el personal encargado de realizar los mantenimientos tenga los conocimientos y aptitudes necesarias para poder llevarlos a cabo de manera correcta y poder detectar condiciones distintas a las normales y realizar los procedimientos necesarios para verificar el equipo en cuestión.

Existen equipos como las balanzas que requieren una calibración al momento en que se le realizan sus mantenimientos preventivos pues se pueden alterar ciertas condiciones que afectan el resultado, como lubricación de engranes, elongación de resortes o incluso capas de polvo u óxido que juegan un papel al momento de las mediciones.

Mantenimiento Correctivo:

A diferencia del caso anterior, este tipo de mantenimiento se lleva a cabo cuando se presentan fallas de manera inesperada. Esto implica que no se pueda conocer a primera instancia las causas que hayan originado el fallo; mal manejo del equipo, condiciones ambientales no óptimas, desgaste, entre otras. Cuando se debe llevar a cabo un mantenimiento correctivo es común que se necesiten de refacciones y se debe hacer un análisis más profundo de los equipos para poder identificar la falla.

Este último procedimiento abarca desde la clavija que se conecta a la electricidad hasta el análisis de los componentes electrónicos internos; resistores o diodos quemados, capacitores hinchados, circuitos integrados dañados, etc.

En el INP, los eventos que requieren una intervención correctiva son reportados directamente al área de electromedicina ya sea de manera telefónica o personalmente y posteriormente son atendidos por el personal del área. Generalmente estos eventos tienen una urgencia mayor y requieren de una acción inmediata pues significan un paro no programado de las actividades del personal del hospital.

4.3 Seguridad eléctrica

El tema de la seguridad eléctrica a nivel hospitalario es de gran importancia de manera que se estudia este concepto en las materias de “Fundamentos de instrumentación biomédica” y “Sistemas y equipos biomédicos electrónicos” por lo que se vuelve relevante aplicar los conocimientos dentro de los protocolos del INP para garantizar la seguridad del paciente y del usuario.

La seguridad eléctrica se refiere al conjunto de procedimientos orientados a reducir los riesgos a los que se puede exponer el paciente, el operador y el entorno debido a al papel que juegan las corrientes eléctricas durante el funcionamiento de los equipos. A pesar de que en el trabajo y en el hogar también estamos expuestos al riesgo inherente de cualquier equipo que requiere electricidad, dentro de un hospital la gente es más susceptible a los efectos de la corriente. Esto se debe a diferentes factores como: el estado de salud de los pacientes, entornos húmedos por el uso de geles conductivos, sueros u otros medicamentos y más importante, por el lugar por donde podría circular la corriente en determinados pacientes; por mencionar un ejemplo, suponer corrientes de fuga elevados por medio de los electrodos conectados en el pecho de un paciente. Más adelante se explicarán los efectos de la corriente en el cuerpo.

En primer lugar se debe tomar en cuenta la instalación eléctrica del hospital. Esto abarca los equipos protectores como pararrayos, supresores de picos y el sistema de puesta a tierra, el cual se refiere al sumidero o pozo infinito donde ingresan y se dispersan las corrientes y transitorios no deseados.

En segundo lugar se debe de contar con tomacorrientes de grado hospitalario. Éstos son similares a los tomacorrientes (enchufes) ordinarios pero con una mayor fuerza y resistencia para asegurar que los equipos están conectados fuertemente y que no se soltarán con facilidad. Se caracterizan por tener una marca verde como se distingue en la *figura 11*.



Figura 11, Clavija de grado Hospitalario

Y por último, hacer uso de los equipos de medición para detectar las corrientes de fuga de los equipos.

Las corrientes de fuga son todas aquellas corrientes parásitas, no deseadas, que salen del equipo utilizando el chasis de éste como vía de transmisión.

Efectos fisiológicos de la corriente eléctrica

Hay que entender que la corriente eléctrica tiene diferentes efectos en el cuerpo según el “camino” que ésta toma al entrar y al salir del cuerpo y que existen diferentes factores que pueden hacer variar estos efectos: el volumen muscular, estado de salud, niveles de hidratación, entre otros.

Por ley de ohm: $V = I \cdot R$, podemos deducir que la corriente que circula dependerá de la tensión que exista entre las conexiones eléctricas y la resistencia eléctrica del cuerpo. Como vimos en el capítulo de introducción a la fisiología humana, el cuerpo es en su mayoría agua, agua ionizada, por lo que concluimos que en general el cuerpo es un buen conductor de la corriente. Sin embargo la capa exterior de la piel, la epidermis, tiene una resistencia más alta que oscila entre los 200 y los 500 kOhms. Por ello se dice que el cuerpo humano es un conductor no homogéneo y que a medida de que se analizan las capas internas de la piel su resistividad va disminuyendo.

Se llama umbral o nivel de percepción a la intensidad mínima de corriente que somos capaces de detectar.

Tipo de corriente	Rango	Frecuencia
Alterna	10 μ A- .5 mA	50-60 Hz
Continua	2 mA – 10mA	--

La *figura 12* se encuentra de manera similar en el libro “Experimento con equipo eléctrico” de Theodore Wildi [7] y muestra de manera fácil los efectos de la corriente en el cuerpo.



Figura 12, Efectos de la corriente en el cuerpo [7]

“Las corriente superiores a 100 miliamperes son fatales sin embargo alguien que haya recibido una descarga superior a 200 miliamperes podría sobrevivir si es tratado inmediatamente.” [7]

Hay que destacar que el flujo de la energía eléctrica produce calor, por lo que las quemaduras son una consecuencia del paso de la corriente y, aunque no siempre son fatales, llegan a ser muy dolorosas y graves.

La fibrilación ventricular es la contracción arrítmica del corazón la cual no permite el correcto bombeo de la sangre al resto del cuerpo y que al poco tiempo la falta de oxígeno en cerebro y pulmones ocasiona la muerte. Cabe mencionar que ésta resulta ser más peligrosa que una parálisis del corazón pues, por si sólo el corazón no se puede recuperar de esa condición.

Dos conceptos que se refieren al paso de la corriente a través del cuerpo son los de *Macroshock* y *microshock*.

El macroshock, ilustrado en *figura 13*, trata del paso de la corriente a través del cuerpo (generalmente de una extremidad a otra) pero que se desvía por diferentes tejidos y órganos. Lo anterior puede provocar dolor y contracciones musculares pero no siempre es letal.

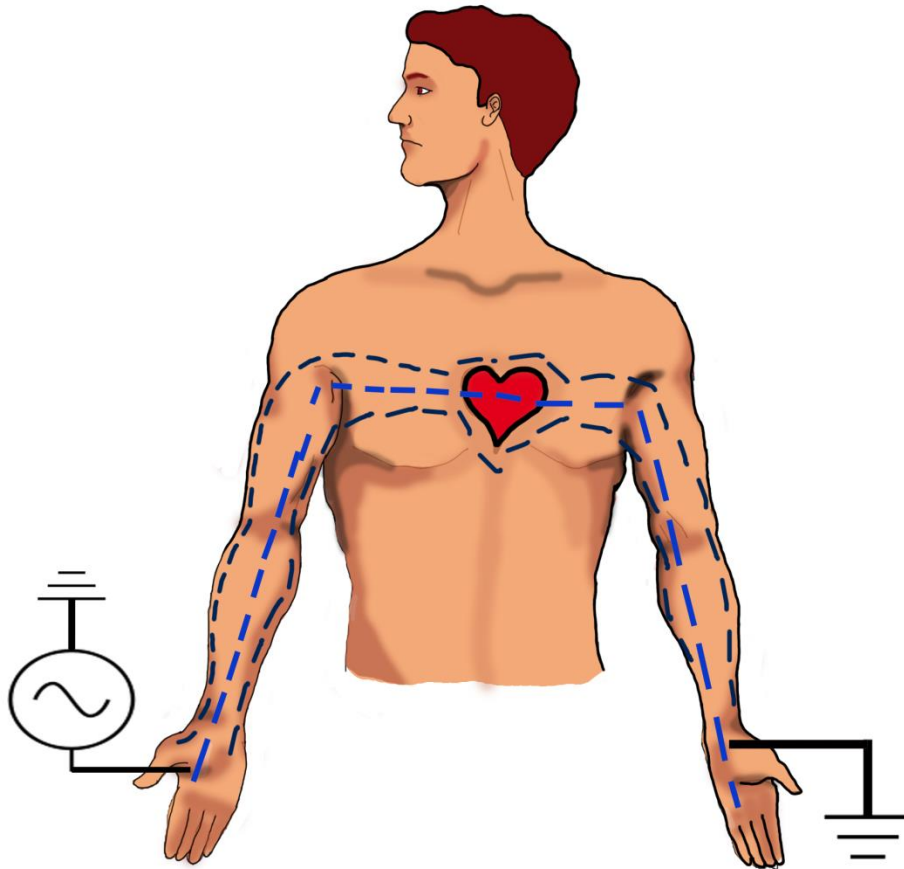


Figura 13, Macroshock

El microshock, en cambio, es un concepto que se refiere al paso de una pequeña corriente (siendo 10 mA el límite aceptado) que circula directamente por el corazón y que puede llevar a la muerte, lo anterior se ejemplifica en la *figura 14*. Este escenario puede producirse cuando el corazón de la persona está conectado directamente con electrodos o un catéter representando un camino fácil para alguna corriente de fuga originada por un equipo, contacto con un enchufe eléctrico o por un equipo diseñado para entregar corriente al cuerpo humano. Esto puede presentarse principalmente en procedimientos quirúrgicos cardiacos.

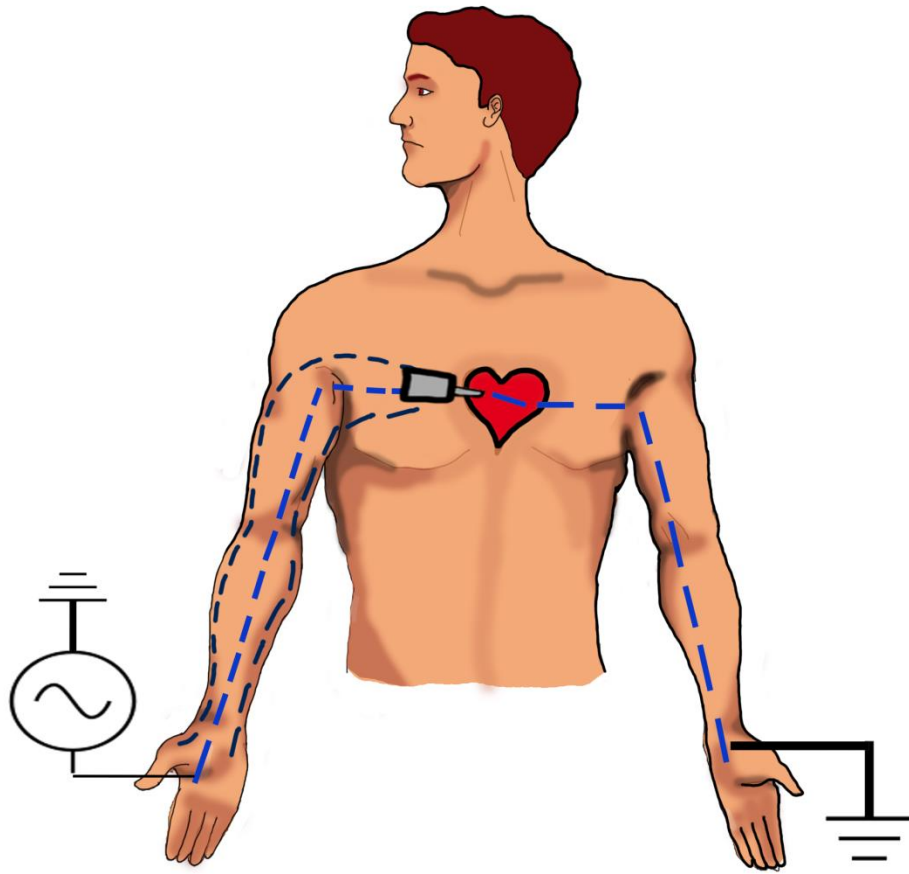


Figura 14, Microshock debido a catéter

4.4 Conceptos básicos de equipo biomédico y de laboratorio

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define a los equipos biomédicos como a todo equipo médico que exige calibración, mantenimiento, reparación, capacitación del usuario, actividades que por lo general están destinadas al ingeniero clínico o biomédico y que tienen como propósito el diagnóstico y el tratamiento de enfermedades o rehabilitación. El término “equipo médico” excluye los implantes y a los dispositivos médicos o de un solo uso.

Existen diferentes formas de clasificar el equipo médico, las más importantes serían: según su riesgo y de acuerdo a su uso.

Clasificación según su riesgo

Esta clasificación organiza a diferentes equipos e instrumentos en 4 clases dependiendo del peligro que implican en su manipulación.

Clase I, bajo riesgo:

Son aquellos dispositivos médicos de bajo riesgo sujetos a controles generales, no destinados para proteger y mantener la vida o uso en prevención de la salud humana y no representa riesgo de enfermedad o lesión, por ejemplo:

- Gasa Seca
- Guantes de exploración

Clase II, riesgo moderado:

Dispositivos de riesgo moderado sujetos a controles especiales en la fase de fabricación para demostrar su seguridad y efectividad. Algunos ejemplos de estos dispositivos son:

- Dializador para Hemodiálisis
- Diafragma anticonceptivo

Clase II b, alto riesgo:

Son los dispositivos médicos de muy alto riesgo sujetos a controles especiales, y que por lo general se introducen en el cuerpo humano. Por ejemplo:

- Aguja desechable
- Tiras para glucometría

Clase III, muy alto riesgo:

Son los dispositivos médicos de muy alto riesgo sujetos a controles especiales, destinados a proteger mantener la vida o para un uso de importancia sustancial en la prevención del deterioro de la salud. Su uso presenta un riesgo de enfermedad o lesión. Por mencionar algunos

- Electrodo permanente para marcapaso cardiaco
- Filtro intravascular cardiovascular

Clasificación de acuerdo a su uso

A continuación se enlista algunas formas de clasificar al equipo médico según el uso que tiene destinado y algunos ejemplos de éstos.

Equipo médico de diagnóstico

Es aquél que nos proporciona información sobre el estado actual del paciente de acuerdo a la valoración de diferentes parámetros.

- Primera Necesidad: Estetoscopios, glucómetros, etc.
- Laboratorio: Contadores hematológicos, equipo de química clínica (*figura 15*).
- Imagenología: Rayos X, tomógrafos, resonadores magnéticos.



Figura 15, Analizador de Química Clínica; Selectra Pro M

Equipo médico de tratamiento

Esta clasificación involucra a los dispositivos médicos que tienen la función de auxiliar al paciente en el tratamiento de alguna enfermedad.

- Oncología: Acelerador lineal, bomba de cobalto
- Nefrología: Equipo para hemodiálisis
- Rehabilitación: Equipo de ultrasonido, equipo de diatermia (*figura 16*)



Figura 16, Equipo de Diatermia

Equipo médico de soporte de vida

Como su nombre lo indica, estos equipos cumplen la función de mantener la vida de los pacientes.

Citando a la NOM-001-SEDE-2005

“Equipo eléctrico de soporte para la vida: Equipo alimentado eléctricamente cuya operación continua es necesaria para mantener la vida de un paciente.” [8]

Algunos ejemplos de estos equipos:

- Incubadoras
- Ventiladores mecánicos (figura 17)
- Desfibriladores



Figura 17, Ventilador mecánico modelo Vela

4.5 Transductores

Un elemento clave que hay que entender cuando se habla de equipo médico es el **transductor**.

Un transductor es un dispositivo que convierte una forma de energía en otra diferente. En el ámbito biomédico se trata de convertir cualquier energía a una que resulta fácil de medir: en la mayoría de los casos, energía eléctrica.

Básicamente están compuestos por:

- Sensor: Dispositivo que detecta y responde a algún tipo de estímulo en un entorno físico.
- Transductor: Elemento que convierte una energía en otra
- Circuito de acondicionamiento y procesamiento: Etapa en la que la señal recibida se manipula con el fin de ser medida y desplegada de la manera que nos sea útil (filtrada, amplificada, modulación, etcétera)

Transductores Pasivos	Transductores Activos
Requieren fuente eléctrica de excitación externa	Generan un voltaje de salida por si mismos
La magnitud medida genera un cambio en un parámetro eléctrico pasivo (resistencia, capacitancia o inductancia)	Salidas de bajo nivel y requieren amplificación

Ej. Galgas extensiométricas, sensores de temperatura	Termopares, piezoeléctricos ⁴
--	--

A modo de ejemplo se puede explicar el funcionamiento de la galga extensiométrica de la siguiente manera:

La galga es un transductor de resistencia variable lo que quiere decir que el valor de su resistividad puede cambiar y en este caso, cambia debido a un desplazamiento lineal; ese cambio en su resistencia implica un cambio en el voltaje de salida el cual puede ser medido y manipulado.

Con esto podemos concluir que la galga extensiométrica convierte el desplazamiento lineal en una señal eléctrica.

También se deben tener ciertas consideraciones al momento de seleccionar y utilizar un transductor, tales como:

- Rango: Debe ser suficientemente grande de tal manera que adquiera todas las magnitudes estimadas.
- Sensibilidad: Se refiere a la capacidad que tiene el transductor de producir una señal suficiente por cada unidad de entrada. Esto es, en otras palabras, que tan fácil reacciona a los cambios de las magnitudes.
- Efectos de carga: Nos indica que tanta energía es absorbida y si ésta se puede despreciar o en su caso, compensar.
- Respuesta a la frecuencia: Es la capacidad de responder a la velocidad máxima de cambio en las magnitudes
- Formato de salida: Es el tipo de respuesta que nos va a proporcionar el transductor y que debe ser compatible con el resto del sistema.
- Requerimientos de potencia: En caso de ser transductores pasivos, necesitan una excitación externa para trabajar y es necesario conocer como debe ser alimentado y polarizado eléctricamente.
- Medio físico: Conocer bajo qué condiciones ambientales puede operar.
- Margen de error: los errores deben ser lo suficientemente pequeños o controlados para que nos permitan tener resultados significativos.
- Calibración: Nos indica de qué manera se debe calibrar el transductor para que los resultados sean precisos y exactos.

⁴ Definición del efecto piezoeléctrico: Es la propiedad que tienen algunos cristales de generar una diferencia de potencial ante una vibración o por la aplicación de una fuerza externa y de manera recíproca, emite vibraciones ante una tensión eléctrica. El cuarzo es uno de los materiales piezoeléctricos más comunes.

4.6 Importancia de los avances tecnológicos

El avance de la tecnología en la rama de la salud ha ayudado a los médicos a realizar intervenciones menos invasivas, lo que se traduce como procedimientos mucho menos riesgosos y de una recuperación más rápida. También ha ayudado en el procesamiento de información y poder consultar expedientes en otros equipos en tiempo real (acceso remoto).

Por mencionar algunos

- Los contadores hematológicos como el de la *figura 18* hoy en día pueden desplegar un resultado con la diferencial de 5 partes en un minuto, utilizando tecnología fotométrica e impedancia. Almacenando más de 10,000 resultados y con la capacidad de interconectarse con una computadora y un LIS (Sistema de Información de Laboratorio por sus siglas en inglés).
- Analizadores de química clínica completamente programables capaces de realizar pruebas in vitro y evaluar diferentes parámetros simultáneamente por medio de espectrofotometría (Glucosa, urea, colesterol, química de 6 elementos, triglicéridos, entre muchos otros) Obteniendo resultados confiables mediante sistemas de control de calidad y en tiempos cada vez menores.



Figura 18, Analizador hematológico de cinco partes, Quintus

5.- Desarrollo de nuevos dispositivos

Ya que una de las capacidades que debe tener un ingeniero es la de poder plantearse y resolver problemas, es posible que se puedan desarrollar dispositivos nuevos a partir de los conocimientos adquiridos en las ramas de la mecánica, física y electrónica entre otras ciencias así como nuevas tecnologías y herramientas informáticas que facilitan los procesos de manufactura y fabricación.



Es muy importante resaltar que este procedimiento no se debe emplear para reemplazar partes de equipos que requieren altos niveles de precisión (análisis de señales por ejemplo), elementos cuya respuesta pueda alterar el diagnóstico del paciente o que están en contacto directo con éste, tal como elementos de seguridad ya que para ello existen regulaciones, normas y un proceso de validación de métodos para garantizar la seguridad de usuarios y pacientes así como la confiabilidad de los resultados

Con esa idea en mente se tuvo la oportunidad de desarrollar algunos dispositivos en el INP para beneficio de los usuarios y de los pacientes. Al mismo tiempo otro objetivo que tiene este reporte es compartir los procedimientos y técnicas utilizados con el fin de que cualquier persona tenga la posibilidad de implementarlos para el desarrollo de nuevas soluciones, no solo en equipo médico sino cualquier proyecto electrónico con el fin .

Anteriormente si se quería hacer un circuito impreso, se requerían de maquinaria profesional o se hacían mediante planillas transferibles con formas predeterminadas de los conectores eléctricos (Ver *figura 19*) o bien se hacía marcando la tabla fenólica con marcador indeleble para transferir el circuitos. Estos procedimientos resultan ser muy laboriosos y tardados pues el tamaño de las conexiones queda limitado a los recursos que se tienen además de que en circuitos complejos el trazado de las pistas y conectores es muy difícil. Hoy en día existen nuevas alternativas a estos procesos que permiten obtener resultados de buena calidad a un bajo costo, accesible tanto para estudiantes como para instituciones que buscan reducir gastos y tener soluciones eficientes.

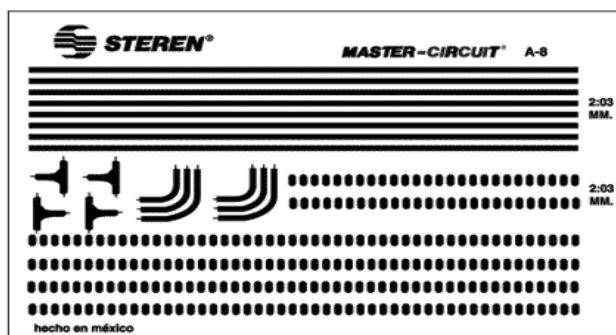


Figura 19, Hoja de circuitos transferible

Aunque hay en el mercado diferentes paquetes informáticos, para los proyectos que se llevaron a cabo en el Instituto Nacional de Pediatría se recurrió al software CADSOFT EAGLE para realizar los circuitos, sacando ventaja de todas las herramientas que nos brinda y hacer los circuitos de manera más eficaz y confiable. Cabe mencionar que tener una interfaz gráfica y amigable facilita los procesos de diseño por lo que en los siguientes apartados se describe de manera general el software y sus principales funciones así como también los procedimientos de manufactura que se llevaron a cabo para darle a los proyectos un acabado más profesional y garantizando la durabilidad y estabilidad de éstos.

5.1 Cadsoft Eagle

EAGLE es un software para el diseño de diagramas eléctricos y de circuitos impresos el cual en la mayoría de sus versiones tiene una versión gratuita (freeware) pero lo suficientemente poderosa para llevar a cabo gran cantidad de proyectos.

Trabajar con un software como EAGLE tiene grandes ventajas ante los métodos manuales pues nos facilita la creación de las pistas y el tamaño de las mismas, una interfaz gráfica que nos permite visualizar el resultado final del proyecto, existe gran variedad de librerías con la mayoría de los componentes electrónicos y sus encapsulados, su posibilidad realizar circuitos automáticamente (autorouter) y la posibilidad de detectar errores como cortos circuitos, circuitos abiertos o incongruencias entre el esquemático y el diseño del circuito impreso.

A continuación veremos las partes principales del software y como se utilizan sus diferentes herramientas para la creación de un circuito impreso.

En primer lugar al ejecutar la aplicación vemos la ventana de la *figura 20* conocida como “Panel de Control”

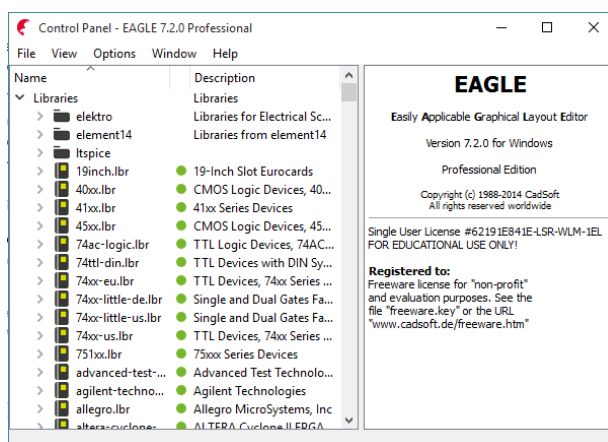


Figura 20, Panel de Control EAGLE

En esta ventana se tiene acceso a diferentes opciones y configuraciones como:

- Libraries: Son bases de datos con información sobre el patillaje y encapsulado de una gran variedad de componentes electrónicos.
- Design Rules: Criterios que se deben cumplir al hacer el circuito. Ancho de pistas, distancia entre pistas, distancia entre componentes, etcetera. Todos estos parámetros definibles por el usuario.
- Projects: Carpeta de trabajo donde se almacenarán nuestros proyectos.

Para empezar a trabajar en uno de los proyectos se debe crear un Nuevo esquemático mediante la pestaña: File→New→Schematic. Esto nos abrirá un Nuevo tipo de ventana (*figura 21*) que llamaremos como “Editor de esquemático”.

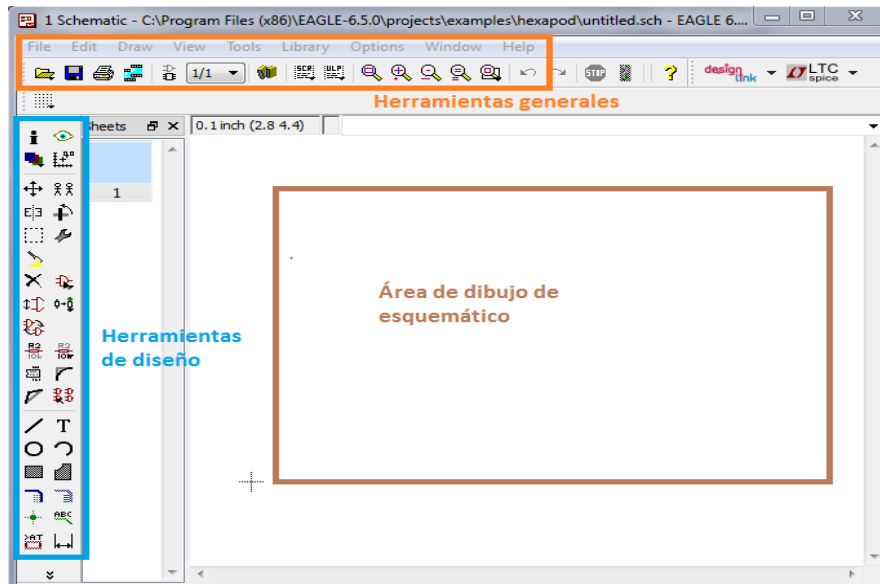


Figura 21, Editor de esquemático EAGLE

El primer paso es convertir un circuito eléctrico en un esquemático en el programa fácil de entender y de visualizar como se ve en la *figura 22*. Esto nos permite localizar nodos en común y conexiones típicas de algunos circuitos integrados.

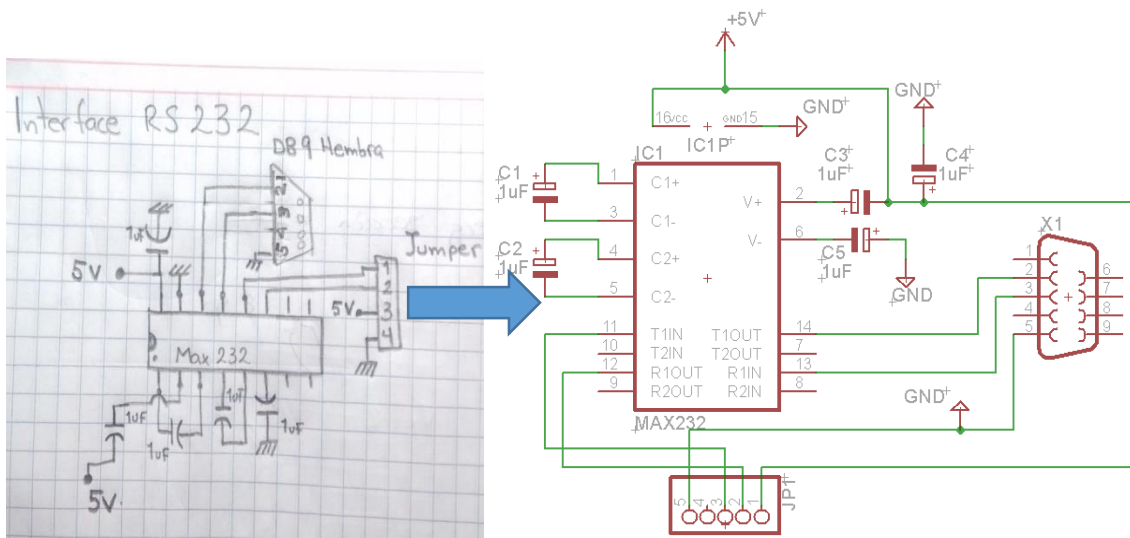


Figura 22, Esquemático en EAGLE

Para ello se hace uso de la herramienta "Add" y buscar en las librerías los componentes que se van a utilizar (ver *figura 23*).

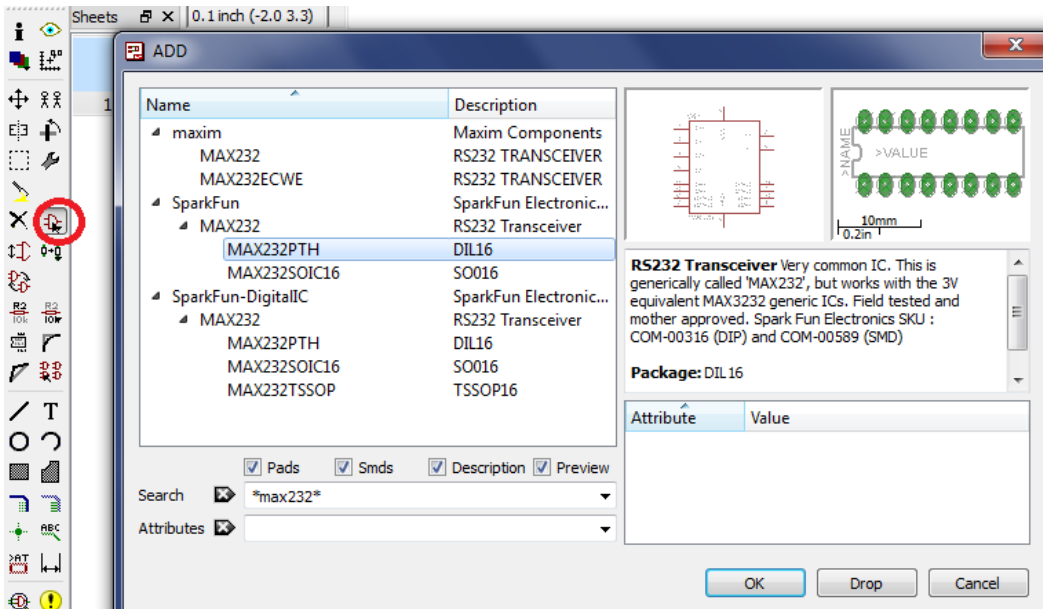


Figura 23, Agregar componentes al esquemático

Una vez que se tienen los componentes deseados hay que unir las terminales a los nodos deseados con la herramienta "Net" con el botón resaltado en la *figura 24*. Al mismo tiempo, es conveniente asignar los valores de cada componente para evitar confusiones posteriormente.

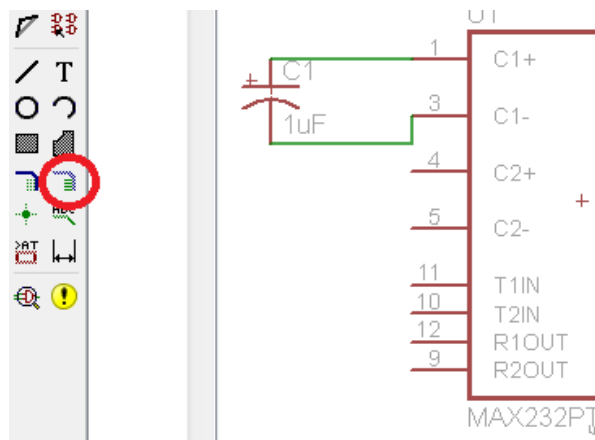



Figura 24, Unión de nodos en esquemático

A continuación se explica en cuales librerías encontrar los componentes más frecuentes.

Dispositivo	Librería
Etiquetas de alimentación	Supply1 Supply2
Headers macho	Pin-head
Headers hembra	Pin-1sta
Conector Molex	con-molex
Conectores USB	con-berg
Borneras	con-wago
Resistores, capacitores, inductores y resistencias variables	rcl
Diodos	diode
Led's	led
Display 7 segmentos	display- kingbright
Perforaciones de sujeción PCB	Holes
Amplificadores operacionales, convertidores AD, reguladores de voltaje	Linear

Para ir al diseño de la tarjeta, también conocido como *layout*, se trabaja con en el ícono  en la barra de herramientas generales. Esto respetará las conexiones que hayamos hecho en el esquemático y nos indicará si hacemos una conexión errónea o un corto circuito.

Con la herramienta route, resaltada en *figura 25*, se deben unir los puntos de conexión *pads*.

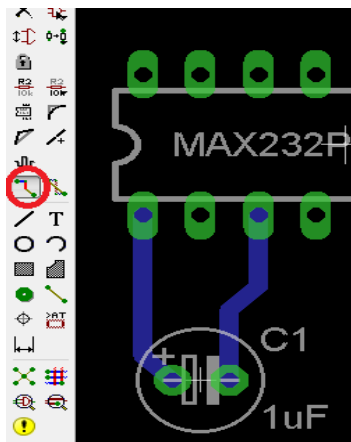


Figura 25, Ruteo del capacitor al circuito integrado



La figura 26 muestra el *layout* completo y se usó la herramienta de búsqueda de errores

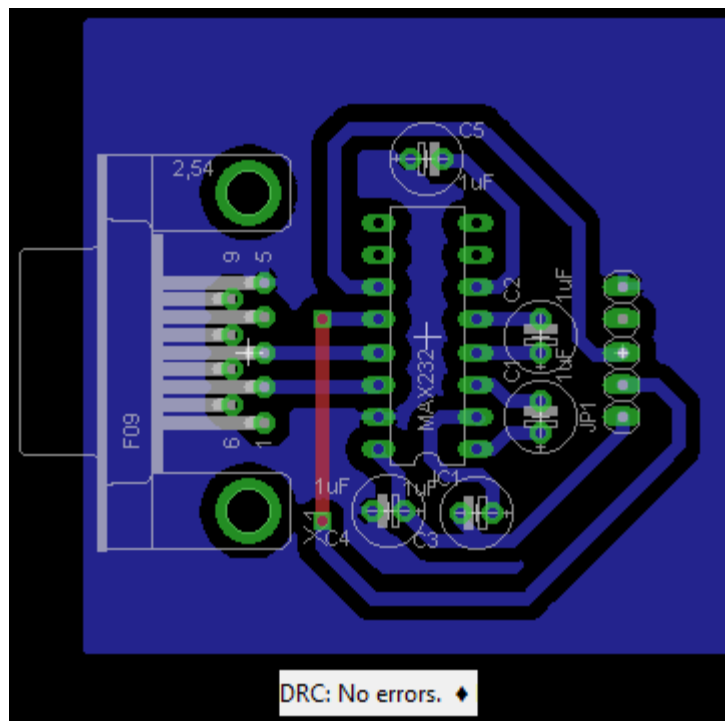


Figura 26, PCB Terminado (Interfaz RS232)

El último paso de esta etapa es imprimir nuestro circuito tomando en cuenta que solo deben quedar



visibles las vías de conexión y los pads. Para ello se selecciona el ícono y se inhabilitan las capas que contienen las formas de los componentes, los valores, los nombres, etcétera.

Es muy importante que el archivo generado File-->Print se imprima **sin escala** ni ajuste de página para que se mantenga la relación en el tamaño de los componentes y que se haga con una impresora **laser** sobre papel **couché**, lo anterior es para que se pueda transferir el tóner desde la hoja de papel a la placa fenólica, como se indica más adelante.

5.2 Método del planchado

El método de planchado es una forma de realizar circuitos impresos por medio de transferencia de calor. Este procedimiento tiene entre otras ventajas, ser accesible para cualquier persona, rápido y con resultados de excelente calidad cuando se realiza de manera correcta. Cabe mencionar que los tiempos que a continuación se mencionan pueden variar dependiendo de la marca de los productos, el tamaño de la placa y el estilo del diseño (tamaño de pistas, plano de tierra, etcétera)

Esta sección tiene el fin de explicar paso a paso esta forma de manufactura así como los cuidados que se deben tener en cuenta.

Material necesario:

- Placa fenólica
- Esponja
- Thiner o acetona
- Estopa o algodón
- Impresora Laser
- Papel couché 120 gr
- Cloruro férrico
- Contenedor de plástico
- Guantes y ropa protectora
- Plancha de ropa

El procedimiento a seguir es el siguiente:

1. Limpiar la placa fenólica con agua y con esponja como en la *figura 27*. No es necesario agregar jabón ni ejercer mucha presión, el objetivo de esto es eliminar grasa y suciedad para conseguir una mejor transferencia. Después de esto evitar tocar las caras de cobre de la placa con los dedos.



Figura 27, Limpieza de la placa

2. El circuito impreso generado en EAGLE debe imprimirse con una **impresora laser**. Si se imprime con tinta el procedimiento no funciona. La hoja sobre la que se imprime debe ser de papel couché, de preferencia con un gramaje de 120. En las preferencias de impresión se debe seleccionar la mejor calidad posible; esto es útil para tener las pistas bien definidas y con tóner suficiente.
3. Colocar la impresión sobre la placa fenólica de manera similar a la ilustrada más abajo en la *figura 28*, asegurándose de que el tóner esté de la cara con cobre. Se recomienda hacer por software un margen dando 1 cm extra y recortar la hoja para doblar sobre la placa fijar el papel al circuito (Ver imagen)



Figura 28, Colocación del papel sobre la placa

- Una vez que se tiene la impresión con el circuito se debe buscar una superficie plana y que pueda soportar el calor. Una mesa de trabajo de aglomerado de madera es una buena opción. También se puede auxiliar con una tabla de triplay de madera. Conectar la plancha y ajustar la temperatura entre media y alta. Se coloca la placa con la cara de cobre hacia arriba y empezamos a planchar. Es importante ejercer presión y deslizar la plancha a lo largo de toda la placa para que exista una correcta transferencia de calor y no dejar simplemente la plancha sobre el circuito pues su temperatura no está bien distribuida. El tiempo de planchado varía según el tamaño del circuito, la placa y la calidad de la plancha, pero en promedio, 20 minutos para una cara es suficiente.



Planchar sobre una mesa de vidrio puede provocar un choque térmico y romper la mesa.

- En ocasiones se alcanza a percibir cuando las pistas se han transferido. Cuando la transferencia está lista hay que desconectar la plancha y colocar la placa en un recipiente con agua para que se enfríe.
- El siguiente paso es quitar el papel de la placa, para ello es útil colocarla bajo el chorro de agua y remover el papel. Los restos de papel que pueden quedar entre las pistas y sobre la placa se deben quitar frotando con la yema de los dedos bajo el chorro de agua hasta que sólo veamos las pistas. La *figura 29* muestra como el papel es removido de la placa y dentro del círculo rojo se aprecian los restos entre líneas de conexión.
Nota: Se puede utilizar un desarmador pequeño para raspar los excesos de papel entre pistas, con cuidado de no dañar la placa.



Figura 29, Removiendo papel de la placa

7. A continuación es importante utilizar ropa de protección pues el cloruro férrico ensucia la ropa y **no se quita**.

Colocar en un contenedor de plástico o vidrio donde quepa la placa y agregar 2 partes de cloruro férrico por 1 parte de agua. Se iniciará en breve una reacción en la que el cloruro corroe el cobre y todo lo que no está cubierto por tóner, esta reacción libera un poco de gas dañino para la salud, evitar respirarlo. Es importante ladear de un lado a otro el contenedor para que el efecto sea más rápido y uniforme. Alrededor de 10 minutos después el cobre debe haber desaparecido. Se puede comprobar sacando la placa e inspeccionar visualmente la existencia de cobre.

8. Una vez lista la placa, procedemos a enjuagarla con agua y remover el tóner con ayuda del algodón y acetona (*figura 30*).



Figura 30, Limpieza de toner

Con eso la placa queda lista para el siguiente paso.

5.3 Protección del circuito impreso “Máscara antisoldante”

Como los circuitos impresos son susceptibles a la corrosión o incluso otros agentes como el polvo y humedad que pueden alterar su funcionamiento es necesario protegerlos de alguna manera.

Una de las formas de proteger un circuito impreso contra agentes oxidantes y extender la vida útil de éste es un procedimiento que se conoce como **estañado**.

Método de estañado

El estañado, como su nombre lo indica, consta de cubrir de estaño toda la placa fenólica, incluyendo las pistas. El estaño brinda una protección extra sobre las pistas de cobre, evitando que se oxide y previene así que existan falsos contactos entre un punto y otro, a través de la pista. El resultado final se aprecia en la *figura 31* más adelante.

Para realizar este proceso hay que seguir y/o tener en cuenta las siguientes indicaciones:

1. Material necesario:
 - a. Cautín
 - b. Soldadura
 - c. Pasta para soldar
 - d. Desoldador: de Succión y Trenza de cobre
2. La placa debe estar perforada según el esquemático
3. Los componentes electrónicos deben estar correctamente soldados a la placa
4. Limpiar las superficies de cobre con una gaza o alguna fibra textil que no deje pelusas en la placa.
5. Colocar uniformemente una capa de pasta para soldar sobre todas las superficies de cobre. La función de la pasta para soldar es reducir la tensión superficial que existe entre los metales que se van a unir, en este caso: hierro y estaño (soldadura). Una tensión superficial baja permite que el estaño se distribuya fácilmente por las pistas y por todo el cobre de la placa.
6. Con ayuda del cautín, se calienta la superficie que se quiere proteger y se acerca la soldadura. Por efecto de la pasta para soldar, la soldadura se distribuirá por la placa. Se debe ayudar con la punta del cautín para “guiar” el camino de la soldadura por toda la placa. Se debe tener mucho cuidado de que el estaño no haga puentes indeseados entre las pistas y componentes. En caso de que se puenteen las pistas hay que utilizar el desoldador de succión o la trenza de cobre para deshacer el corto circuito.
7. Revisar continuidad en busca de cortos circuitos no deseados.



Figura 31, Proceso de estañado

Podemos ver que el procedimiento es bastante sencillo, pero que tiene algunos inconvenientes tales como el gasto de soldadura, se corre el riesgo de hacer cortos circuitos no deseados y en el caso de esquemáticos muy complejos o con pistas y terminales muy pequeñas es muy difícil manipular la soldadura. Además de que si los componentes son muy sensibles al calor se pueden dañar por la constante transferencia de calor que se extiende por toda la superficie de la placa.

Es por eso que se buscó una alternativa a este método que resultó sencilla, confiable y que le da un acabado mucho más profesional a los proyectos. Este recurso es la **Máscara Antisoldante** y la veremos a continuación.

Máscara antisoldante

La máscara antisoldante es una película de un polímero especial, similar a una resina el cual se aplica sobre la placa impresa y que brinda protección al polvo, humedad, cortos circuitos y que además permite realizar puntos de soldadura más limpios.

Para los proyectos electrónicos que se realizaron en el Instituto Nacional de Pediatría se utilizó un kit de la marca Rapid Circuit (*figura 32*) que incluye:

- Polímero (máscara antisoldante)}
- Catalizador
- Disolvente (Thiner)



Figura 32, Kit Máscara Antisoldante

La máscara se aplica una vez que la placa ha sido planchada, antes de ser perforada y que los componentes electrónicos hayan sido soldados.

Como preparativo antes de la aplicación, es necesario cubrir todas las terminales donde se van a hacer puntos de soldadura con símbolos transferibles (figura 33), que se consiguen en las tiendas de electrónica.

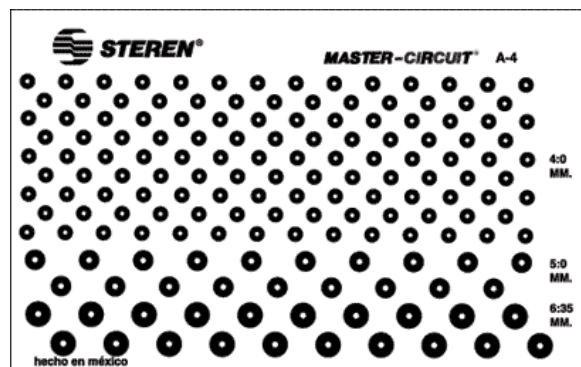


Figura 33, Planilla de pads transferible

Se deben transferir los pads con ayuda de un lápiz sobre los puntos de soldadura del circuito. Éstos evitarán que la película antisoldante se adhiera a esos puntos y ayuda a delimitar los puntos donde se va a soldar.

Preparación de la máscara

La preparación de la máscara, de acuerdo al fabricante, es de una gota de catalizador por cada 10 del polímero y se aplica disolvente a gusto para conseguir una consistencia firme, ni muy aguada ni muy espesa, que resulte fácil de aplicar.

El fabricante recomienda que se aplique con un pincel o con una malla para serigrafía, sin embargo el pincel deja rastro de la aplicación y no es tan uniforme; para el caso de la malla de serigrafía, es difícil de conseguir y no cualquiera sabe manipularla. En este proyecto se recurrió a un procedimiento más sencillo que da muy buenos resultados y que da un aspecto más profesional a la placa.

Para esta técnica se requiere de un aerógrafo. La máscara se prepara en el contenedor del aerógrafo de tal forma que la solución sea ligera y pueda salir sin obstruirlo. Esto se consigue agregando gotas de diluyente a la solución.

Una vez que el compuesto está listo, se conecta a la toma de aire y se aplican a 20 centímetros de distancia una capa uniforme sobre la placa fenólica. Se deja secar 5 minutos y se repite 2 veces el procedimiento.

Al terminar la tercera capa se debe dejar “cocinar” la placa por 20 minutos bajo la luz del sol, aunque se puede acelerar el proceso utilizando una pistola de aire caliente o secadora para el cabello.

Una vez lista, se retiran las coberturas de los pads con una goma de borrar o con un desarmador fino.

5.4 Perforación de la placa

Aunque se escucha simple, la perforación de la placa es un procedimiento muy importante y que se debe hacer bajo las medidas necesarias para obtener un buen resultado ya que la placa se puede ver muy afectado si no se realiza correctamente.

Las herramientas utilizadas son:

- Dremel
- Broca de carbón de las medidas de las perforaciones (EAGLE)
- Lentes de seguridad
- Caja de cartón

En primer lugar es importante aclarar que las brocas deben ser de carbón y no de tungsteno pues este último al ser muy duro también es más fácil que se rompa.

Los lentes de seguridad deben utilizarse en todo momento ya que algunas virutas de plástico, cobre o incluso la broca pueden desprenderse y causar una lesión.

La caja de cartón tiene la función de brindar un buen soporte y poder perforar la placa sin dañar alguna otra superficie ni la broca. La caja debe ser lo suficientemente rígida para no moverse pero también de un espesor adecuado para que la broca pueda pasar a través de ésta.

El proceso de perforación consta de colocar la placa con los pads hacia arriba (visibles) y con ayuda del Dremel u otra herramienta similar, perforar desde arriba cada una de los pads, conectores y puentes. Hay que identificar el tamaño justo para cada componente pues si la perforación es más grande que el pad, no habrá cobre suficiente para hacer una buena soldadura.

Por ejemplo, para los resistores comunes y la mayoría de los circuitos integrados la broca ideal es la de 1/32; el tamaño queda justo para que entren las terminales y el cobre alrededor permita hacer una soldadura correcta. Se ve en la *figura 34* la manera correcta de perforar y la función que tiene la caja de madera para facilitar este proceso.

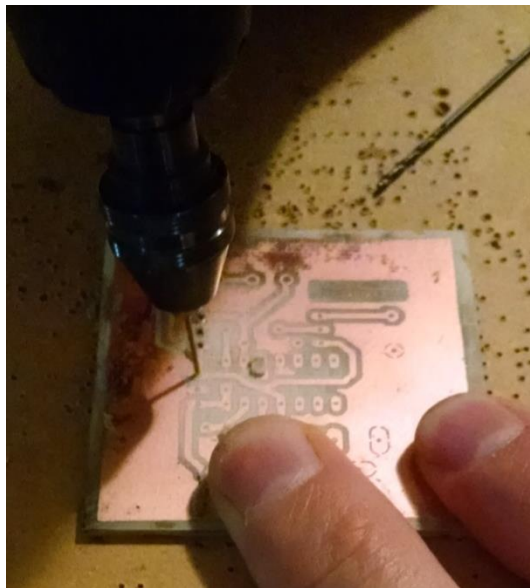


Figura 34, Perforación de circuito impreso

Soldando

Ya que la placa está perforada y protegida el siguiente paso es soldar los componentes, etapa muy importante en la manufactura de circuitos impresos.

Para soldar correctamente y de manera más fácil se necesita:

- Cautín de mínimo 25 [Watts]
- Soldadura
- Pasta para soldar
- Desoldador de succión
- Lentes de protección.
- Pinzas de corte

Soldar los componentes es el paso final en el proceso de manufactura de nuevos dispositivos y es una de las más importantes ya que se debe tener cuidado de no dañar los propios componentes, no hacer corto circuito y además dar un buen aspecto a la placa final.

Es recomendable tener al alcance todos los componentes del circuito y una hoja de guía con la posición de los componentes (en la descripción del software se trata este punto). Es importante tener cuidado con la polaridad y orientación de circuitos impresos pues se puede confundir con facilidad.

No existe técnica única para el momento de soldar y cada quien puede tener la manera que más le acomode, sin embargo se describirá aquí a modo de breve instructivo la forma en que se hicieron los proyectos electrónicos en el Instituto Nacional de Pediatría.



Usar lentes de protección en todo momento durante el proceso de soldado.

1. Antes de soldar hay que aplicar un poco de pasta para soldar en todas las terminales
2. Insertar el componente en los orificios correspondientes, ayudándonos del esquema de EAGLE y voltear la placa.
3. Cortar las terminales para tener solo de medio a un centímetro de fuera de ésta. Esto ayuda a tener un mejor punto de soldadura y más limpio.
4. Se acerca la punta del cautín caliente al pad donde se va a soldar para que alcance una alta temperatura y se acerca la soldadura como en la *figura 35*. Ésta debería esparcirse por el pad, tener aspecto de una gota y cubrir toda la terminal del componente; se puede ayudar con la punta del cautín para esparcir la soldadura.

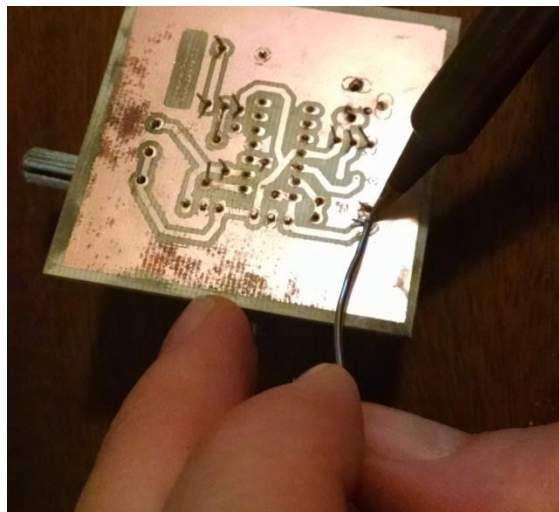


Figura 35, Soldado de componentes

5. Una vez que el punto de soldadura cubre toda superficie de cobre, retirar el cautín y esperar a que se enfríe (1-2 segundos) para realizar soldar el siguiente punto.
6. Cuando todos los componentes hayan sido soldados hay que revisar continuidad entre pistas en busca de cortos u otra condición no favorable para el circuito.
7. En caso de querer quitar un punto de soldadura utilizar el desoldador de succión. El punto se calienta hasta que la soldadura se vuelve líquida y se aspira.

NOTA: Hay que tener especial cuidado con componentes sensibles al calor y realizar los puntos de soldadura de manera rápida sin dejar colocado mucho tiempo el cautín a la terminal.

Con este paso el proceso de manufactura de un circuito impreso queda terminado y listo para implementarse.

A pesar de que los pasos en las secciones anteriores parecen extensos, el proceso desde que se tiene la impresión en papel al final de la manufactura tarda aproximadamente 2 horas en total. La finalidad de detallar las instrucciones es la dejar un documento completo e informativo para que quien lo lea tenga la posibilidad de desarrollar sus propios circuitos.

En la siguiente sección se describen dos proyectos que se llevaron a cabo en el Instituto Nacional de Pediatría y que dieron grandes resultados y beneficios para la población de este hospital.

5.4 Control de Camilla.

Tras plantearse el problema de una camilla marca LINET la cual había quedado inhabilitada por malfuncionamiento del dispositivo que controlaba los movimientos se buscó una solución que fuera práctica y que garantizara durabilidad y un funcionamiento óptimo, similar al que se tendría con la pieza original.

La idea fue diseñar desde cero un control que cumpliera las mismas funciones que el control auténtico. Para ello se tomó como referencia el control que no funcionaba y se hizo en primera un mapa del circuito eléctrico (esquemático), midiendo continuidad y localizando los puntos de conexión importantes de éste.

Ya que se tiene el esquemático que se va a utilizar (ver *figura 36*), hay que elegir los componentes adecuados para la fabricación. Para ello es importante tener en mente el tamaño y distribución de los elementos tales como botones, conectores, indicadores y diodos.

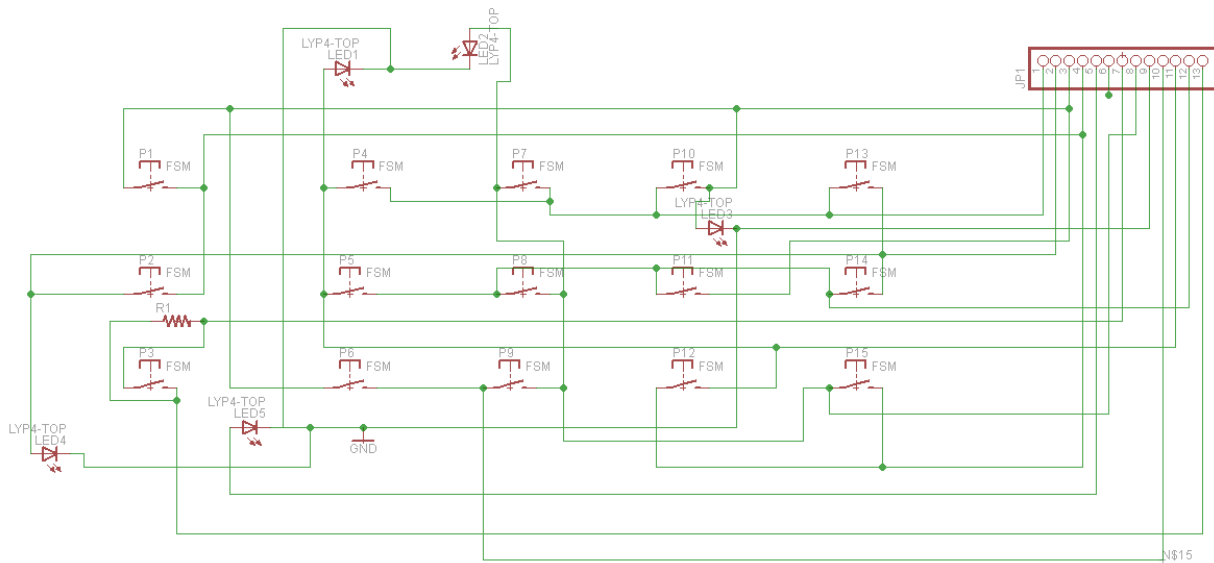


Figura 36, Esquemático para control camilla Linet

Lo siguiente fue elegir botones que resultaran cómodos para los usuarios y también resistentes para evitar remplazo de piezas en un corto periodo. Ya que la camilla es manipulada por diferentes personas durante todo el día: enfermeras, pacientes médicos y camilleros, la durabilidad es un concepto importante a considerar.

Se elige un microswitch que resulta cómodo, resistente y que en la etapa posterior al diseño eléctrico, me permitiera adaptarlo a una carcasa como el mostrado en *figura 37*.



Figura 37, Microswitch utilizado en control de camilla

Posteriormente, debíamos adaptarnos a los tamaños comerciales de las placas fenólicas que, aunque se pueden cortar a la medida deseada, volvería el procedimiento más lento. Por la complejidad del esquemático, se elige una placa de 15x10 [cm] de doble cara en la que caben perfectamente los componentes y permite tener un buen tamaño para las pistas. Como se

explicó anteriormente, EAGLE nos da la posibilidad de trabajar por multicapas, con eso se evita puentear puntos y dan un acabado más profesional. A continuación en la *figura 38* se ve el diseño final del circuito.

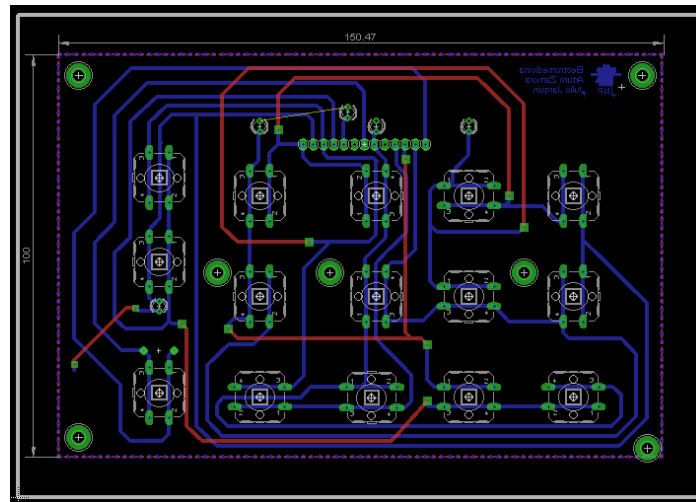


Figura 38, Diseño final del diagrama eléctrico

El siguiente paso es “planchar” las placas fenólicas siguiendo los procedimientos que se describen en el apartado 5.2.1. Sin embargo aunque el procedimiento es el mismo en todos los casos, al trabajar con placas de doble cara se debe tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- La capa TOP (trabajada en EAGLE) se debe imprimir con el efecto “Mirror” (espejo) desde el mismo software.
- La alineación de las hojas y placas debe ser muy precisa.

Después hay que proteger nuestro circuito por ambas caras utilizando máscara antisoldante siguiendo los pasos descritos anteriormente y adaptarlo para que luzca como en *figura 39*.



Figura 39, Control de camilla con máscara antisoldante

Perforar y soldar los componentes del circuito son los procesos para terminar la fabricación de la placa y se llevaron a cabo con las medidas explicadas en los puntos correspondientes. Sin

embargo un aspecto importante en el diseño de un dispositivo es que sea agradable a la vista y al tacto, por lo que se trabajó en el diseño de la carátula para el control y en una carcasa.

Carátula

El diseño se hizo con el programa **Adobe Photoshop CS 6**. El manejo de este software no es el objetivo de este reporte, por lo que solo se describirán ideas y aspectos que se tomaron en cuenta en el diseño.

En primer lugar se establecieron los márgenes de la **misma medida** que la placa fenólica y con ayuda de las coordenadas de cada elemento que nos indica el programa EAGLE se seleccionan los puntos donde irán los botones e indicadores teniendo como resultado la *figura 40*.

La parte gráfica e ilustraciones se basan en un control de la misma marca y las hice con ayuda de software MS Paint y el mismo Photoshop.

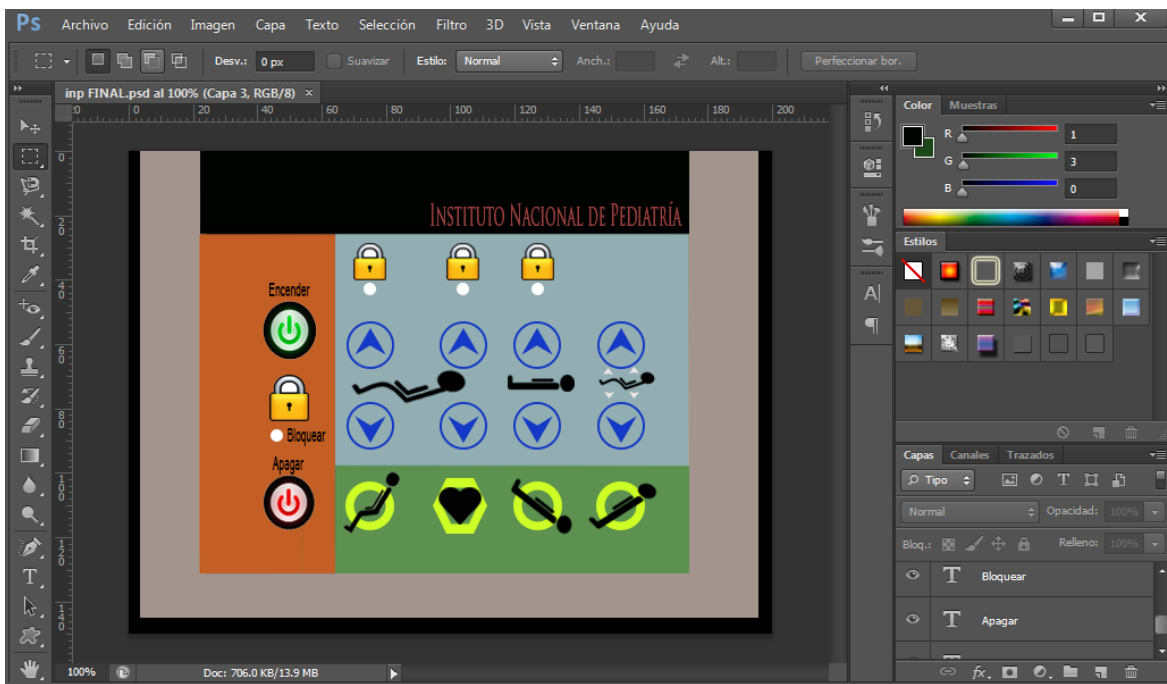


Figura 40, Diseño final de la carátula

Ya que la interfaz gráfica está lista hay que hacer impresiones sobre papel y ponerlo sobre el circuito para corroborar que las posiciones son exactas y poder hacer modificaciones en caso de requerirse.

En cuanto a la impresión, sabemos que hoy en día existe gran variedad de materiales y pinturas para hacer carátulas, unos más caros que otros y que se pueden adaptar a las necesidades del proyecto. Buscando una alternativa que resultara económica y diera una buena apariencia, la impresión en manta cumple con todos los requisitos.

Se imprime una manta de 1 x 1.20 [metros] con nuestra carátula repetida el mayor número de veces posible; estos nos servirán como repuestos y para fabricar más controles.

El armado final del control se hace colocando el circuito impreso dentro de una carcasa de plástico (reutilizada de otro equipo dado de baja), hacer las conexiones necesarias y pegando la carátula, verificando que todos los botones, ilustraciones e indicadores estén en el lugar correcto (figura 41).






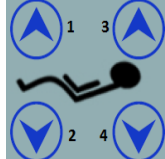

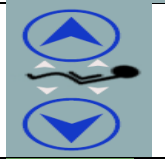




Figura 41, Control de Camilla Final

Una vez que el control está armado, el último paso es conectarlo y verificar su funcionamiento.

Se realizaron más de 20 pruebas de cada botón y se revisó que cumpliera con su función con buenos resultados:

- Encendido y apagado
- Bloqueo y desbloqueo de partes móviles
- Altura de la camilla (movimiento vertical)
- Inclinación del respaldo
- Posición de piernas
- Trendelemburg
- Anti-Trendelemburg
- Posición RCP
- Posición Silla

Por último se elaboró un manual de usuario que fuera fácil de entender por todo el personal y se entregó en los departamentos de enfermería.

Botón	Función
 <p>Encender</p>	<p>Botón de Encendido. Se presiona una vez para encender la camilla y habilitar el funcionamiento con el control.</p>
 <p>Bloquear</p>	<p>Botón de Bloqueo. Permite deshabilitar el movimiento de diferentes partes de la camilla. Para bloquear el movimiento de una sección se debe seguir el siguiente procedimiento.</p> <ol style="list-style-type: none"> 1.- Presionar el botón de bloqueo hasta que los indicadores enciendan y apaguen 1 vez por segundo. 2.- Presionar cualquiera de los botones de la sección que se desea bloquear. El indicador debe parpadear más rápido. 3.- Para confirmar el bloqueo, presionar nuevamente el Botón de Bloqueo. <p>Nota: Se sigue el mismo procedimiento para desbloquear una sección.</p>
 <p>Apagar</p>	<p>Botón de Apagado. Se presiona una vez para apagar la camilla y deshabilitar el funcionamiento con el control.</p>
	<p>Posiciones de Piernas y Espalda. Se presionan para elevar o bajar Piernas y Espalda. Los botones marcados con 1 y 2 controlan la posición de las piernas. Los botones marcados con 3 y 4 controlan la posición de la espalda.</p>
	<p>Botones de Altura. Se presionan para subir y bajar verticalmente la altura de la camilla. La posición de piernas y espaldas no se ve afectada.</p>
	<p>Botones de Movimiento Simultáneo. Se presionan para elevar o bajar piernas y espalda simultáneamente.</p>
	<p>Botón de Posición Silla. Se presiona Para llevar la camilla a posición de silla. No importa que existan secciones bloqueadas.</p>
	<p>Botón de RCP. Se presiona para llevar la camilla a posición RCP. Posición completamente vertical y a una baja altura. No importa que existan secciones bloqueadas.</p>
	<p>Botón Trendelemburg. Se presiona para llevar la camilla a Posición Trendelemburg. Inclinando la camilla con la cabeza hacia abajo. No importa que existan secciones bloqueadas.</p>
	<p>Botón Anti-Trendelemburg. Se presiona para llevar la camilla a Posición Anti-Trendelemburg. Inclinando la camilla con los pies hacia abajo. No importa que existan secciones bloqueadas.</p>

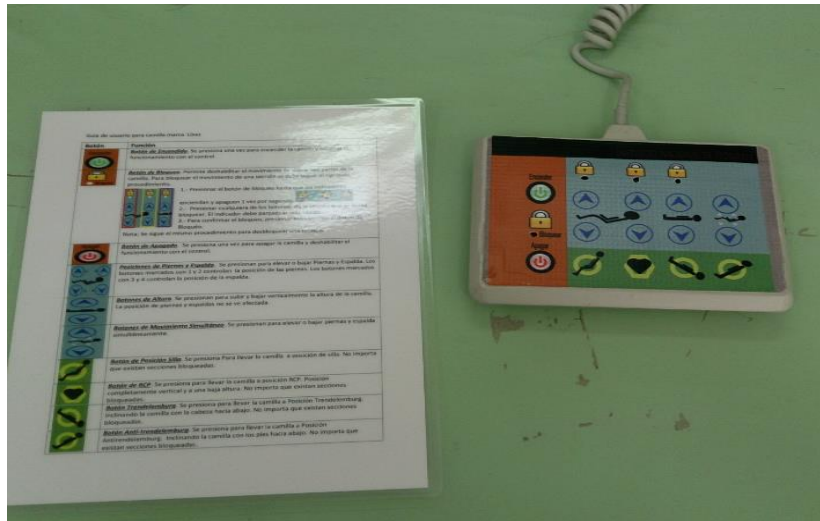


Figura 42, Manual y Control

La figura 42 muestra el resultado final y con ello se dio por confirmado que el nuevo dispositivo funciona y que podrá cumplir con las necesidades del hospital. Además se traduce como un ahorro económico pues como se verá en la tabla siguiente, el costo es mucho menor que una refacción; éstas últimas difíciles de conseguir pues el equipo tiene ya más de 10 años y este prototipo se podrá usar en cualquier camilla de la misma marca, de las cuales se encuentran 8 en el hospital.

Control de camilla				
Consecutivo	Cantidad	Ítem	Precio Unitario	Precio total
1	1	Placa fenólica doble cara 10x15	\$22.00	\$22.00
2	15	Push buttons	\$1.50	\$22.50
3	4	Leds ultra brillantes 3mm	\$3.00	\$12.00
4	1	Resistor de 10 kOhms	\$0.25	\$0.25
5	2	Hojas Papel Couché 120 gr	\$2.00	\$4.00
6	1	Regleta conectores macho-macho	\$10.00	\$10.00
7	1	Impresión de manta (15 carátulas)	\$120.00	\$120.00
8	1	Cloruro Férrico 500 ml	\$15.00	\$15.00
9	1	Kit Máscara Antisoldante	\$80.00	\$80.00
10	1	Planillas auto adheribles	\$15.00	\$15.00
11	1	Broca carbón 1/32	\$5.00	\$5.00
12	1	Soldadura	\$22.00	\$22.00
13	1	Pasta para soldar	\$10.00	\$10.00
TOTAL				\$337.75

Cabe mencionar que ítems como los que se enlistan del 7 al número 13, pueden utilizarse más de una vez, por lo que el costo para la elaboración de un solo control de camilla es incluso menor a los \$ 375.75.

Al término de este proyecto se concluye que el ahorro en este tipo de instituciones es de gran importancia debido al presupuesto limitado que se tiene y porque se puede destinar a otras áreas que lo requieran; ahí reside el impacto que tiene la aplicación de las nuevas tecnologías al momento de enfrentar este tipo de adversidades.

5.5 Sensor de temperatura

Otra idea que tuve oportunidad de implementar en el departamento de electromedicina fue el de la realización de un sensor de temperatura ajustable y con alarma auditiva.

Los objetivos principales de este proyecto eran:

- Automatizar el proceso en mediciones de temperatura
- Elemento de seguridad en diferentes dispositivos
- Monitorear de manera automática el funcionamiento de las incubadoras

Descripción:

Este dispositivo tiene la función de medir y comparar la temperatura con un límite ajustable por el usuario, emitiendo una alarma audible en el momento en que se alcanza el límite establecido.

Su principio de operación está basado en 2 etapas principales:

- La medición de la temperatura por medio de un transductor
- Circuito comparador mediante amplificadores operacionales

Adquisición de la señal

Como se explicó en el capítulo 4.5, para poder adquirir señales del medio exterior es necesario utilizar un transductor. Para este proyecto se utiliza un transductor que nos pueda convertir la temperatura a una señal eléctrica.

El circuito integrado LM35 (*figura 43*) es un sensor de temperatura de alta precisión que nos entrega una salida de voltaje lineal y proporcional al cambio de temperatura el cual es fácil de medir y de adaptar a las necesidades del proyecto en cuestión.

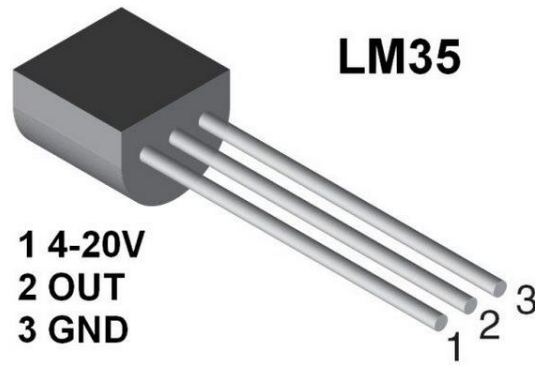


Figura 43, Empaque típico y patillaje del CI LM35

Como se observa en la *figura 44*, su patillaje es muy simple y al revisar la hoja de especificaciones encontramos entre sus aplicaciones la configuración que nosotros necesitamos.

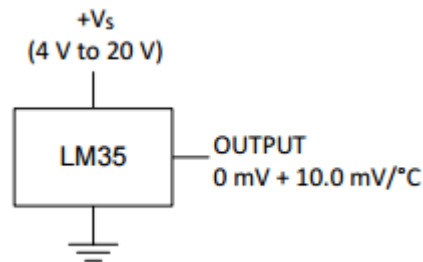


Figura 44, Sensor básico de temperatura °C (2-150°)

Entre sus características podemos resaltar:

⁵Especificaciones

- Calibrado directamente en grados Celsius
- Factor de escala lineal de 10 mili volts/°C
- Precisión de .5°C
- Operación de 4 a 30 Volts
- Bajo auto calentamiento, menos de .08°C en aire
- Rango: -55 – 150 ° C

Con eso en mente se debe trabajar en el acondicionamiento y amplificación de la señal, sin embargo primero hay que conocer nuestro dispositivo de medición y sus características. En esta ocasión utilizaremos voltímetros digitales como los de la *figura 45* siguiente.

⁵ Traducción de la hoja de especificaciones de Texas Instruments: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>



Figura 45, Voltímetro digital

Sus características de funcionamiento son:

- Rango de medición: 0 – 100 [Volts]
- Alimentación: 3 -30 [Volts]
- Precisión de medición: 1% (± 1 dígito)
- Frecuencia de actualización 500 [mS]

Entonces tras analizar las características de nuestro transductor de temperatura y el voltímetro trabajamos en la amplificación mediante el siguiente análisis

1. El LM35 proporciona 10 [mV] por grado Celsius
2. Queremos tener un rango de lectura de 10 a 120 °C para no trabajar en los límites
3. El voltímetro recibe como máximo 100 [Volts]

Para poder acoplar los puntos 2 y 3 necesitamos que para 120 °C la salida sea menor a 100 V, entonces vemos que no podemos trabajar con una escala de 1 [Volt] por ° Celsius ya que además de exceder los límites hay que recordar que la amplificación está limitada por la fuente de alimentación.

Por lo tanto planteamos que lo ideal es que para 10°C obtendremos 1 [Volt] y para 120 °C tendremos a la salida 12 [Volts]. Y vemos que el rango está dentro de las especificaciones de nuestro voltímetro.

Como conclusión:

Para el LM 35

$$1^\circ C = 10 [mV] \quad (1)$$

En nuestro rango de trabajo:

$$10^\circ C = 100 [mV] = .1 [Volt] \quad (2)$$

$$120^\circ C = 1200 [mV] = 1.2 [Volts] \quad (3)$$

Amplificando la señal para las condiciones de las ecuaciones **2** y **3**.

$$10^\circ C = 1 [V] = A \times .1 [V] \quad (\alpha)$$

$$120^\circ C = 12 [V] = A \times 1.2 [V] \quad (\beta)$$

Despejando la ganancia A de α o β

$$12 [V] = A \times 1.2 [V] \quad (4)$$

$$\frac{12 [V]}{1.2 [V]} = A \quad (4.1)$$

$$10 = A \quad (5)$$

Por lo tanto tenemos que tener una ganancia igual a 10 la cual trabajaremos aplicando la teoría aprendida en las materias de Circuitos Integrados Analógicos y Fundamentos de Instrumentación Biomédica.

Amplificación de la señal del LM35

De las aplicaciones mencionadas en el marco teórico, se aplicará al circuito una etapa de *acondicionamiento de la señal* y se usará la función de *detección de niveles de voltaje* que nos brindan los amplificadores operacionales.

Para el acondicionamiento de la señal se utilizó un Amplificador No Inversor el cual se representa por el esquema de la *figura 46*

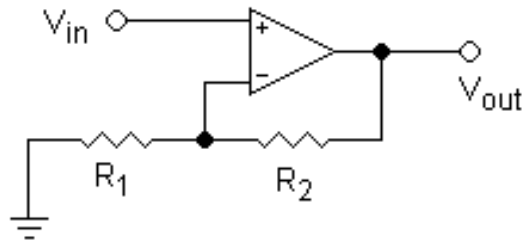


Figura 46, Amplificador no inversor

De esta configuración sabemos que la ganancia está determinada por la fórmula⁶

$$A = \frac{R_2}{R_1} \quad (6)$$

Y de la ecuación 5 vemos que queremos una ganancia $A = 10$ y si la igualamos con 6

$$A = 10 = \frac{R_2}{R_1} \quad (6.1)$$

Proponemos algún valor comercial para resistores de precisión. En este caso se utilizaron las de 10 [kOhms] para R_1 y 100 [kohms] para R_2 . Es importante que sean resistores de precisión debido a que una ganancia diferente hace que nuestro dispositivo tenga mayor margen de error y sea impreciso.

$$A = 10 = \frac{100k}{10k} \quad (7)$$

Hasta este momento nuestro circuito se ve de la siguiente manera y el primer voltímetro, conectado a la salida del Amplificador operacional 1, será la temperatura leída. Su esquemático se representa en la *figura 47*.

⁶ Referencia de [5]

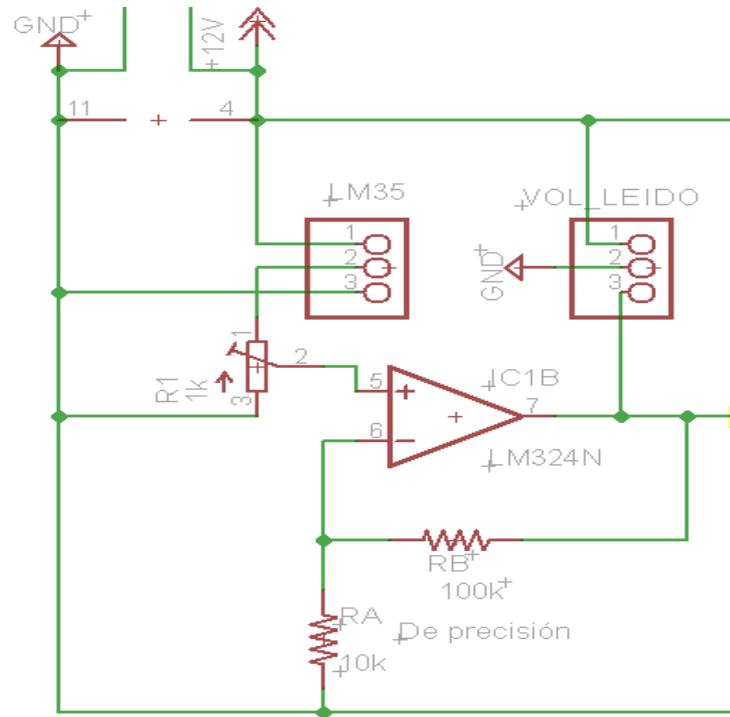


Figura 47, Etapa de adquisición y amplificación

La siguiente etapa es un concepto muy importante y útil dentro de los circuitos integrados analógicos: **Circuitos comparadores de voltaje.**

Circuitos comparadores

Con base en el libro de Denton J. Dailey “Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits Theory And Applications” se puede decir que un circuito comparador es aquel en el que su salida se activa cuando un umbral establecido es superado. En otras palabras, se compara un voltaje de referencia con una entrada, la cual al ser distinta en mayor o menor magnitud activara en la salida del amplificador operacional el voltaje de alimentación.

De lo anterior podemos concluir que, nuestro circuito debe responder o enviar una salida, cuando el voltaje leído es mayor al establecido en el límite. Para hacerlo variable nos conviene mencionar el concepto del divisor de voltaje y elegir los valores que nos permitan tener nuestros dos valores límites que conocemos del punto anterior: 1 y 12 volts.

Límite de temperatura (Umbral del comparador)

El límite de temperatura es fácil de definir utilizando un arreglo de una resistencia fija y una variable para usarlas como un divisor de voltaje.

La estructura del divisor de voltaje es el mostrado en la *figura 48*:

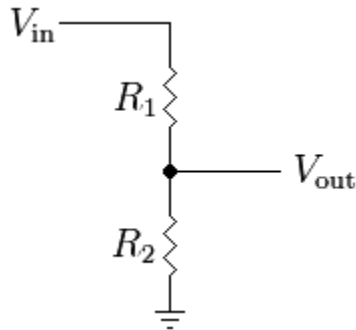


Figura 48, Divisor de voltaje

Y el voltaje de salida V_{out} está determinado por:

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \times V_{in} \quad (8)$$

Como en apartado anterior definimos la fuente de alimentación a 12 Volts y conocemos rango de trabajo, basta con proponer valores de resistencias y jugar con éstos hasta tener valores comerciales.

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \times 12 = \begin{cases} 12 \\ 1 \end{cases} \quad (8.1)$$

Es fácil conseguir el valor de 12 volts, solo hay que hacer $R_2 = 0$, pues sin importar el valor de R_1 el resultado del cociente será siempre 1 y al multiplicarlo por el voltaje de entrada obtendremos nuestro primer límite = 12.

Para el caso de 1 volt, se requiere jugar con el cociente de la ecuación 8.1 para ese valor.

$$\frac{R_2}{R_1 + R_2} = \frac{1}{12} = .083 \quad (8.2)$$

Proponemos el valor de la resistencia fija $R1 = 1.8 k$ y despejamos.

$$\frac{1.8k}{1.8k + R2} = .083 \quad (8.3)$$

$$\frac{1.8k}{.083} = (1.8k + R2) \quad (8.4)$$

$$21,686.74 = 1.8k + R2 \quad (8.5)$$

$$19,886.74 = R2 \quad (9)$$

Por lo tanto se utilizará un potenciómetro $R2 = \begin{cases} 0 \text{ ohms} \\ 20 \text{ kohms} \end{cases}$

Este valor a la salida del divisor de voltaje y que será nuestro límite se puede leer con un voltímetro idéntico al de la etapa anterior y en la *figura 49* se ve su esquemático.

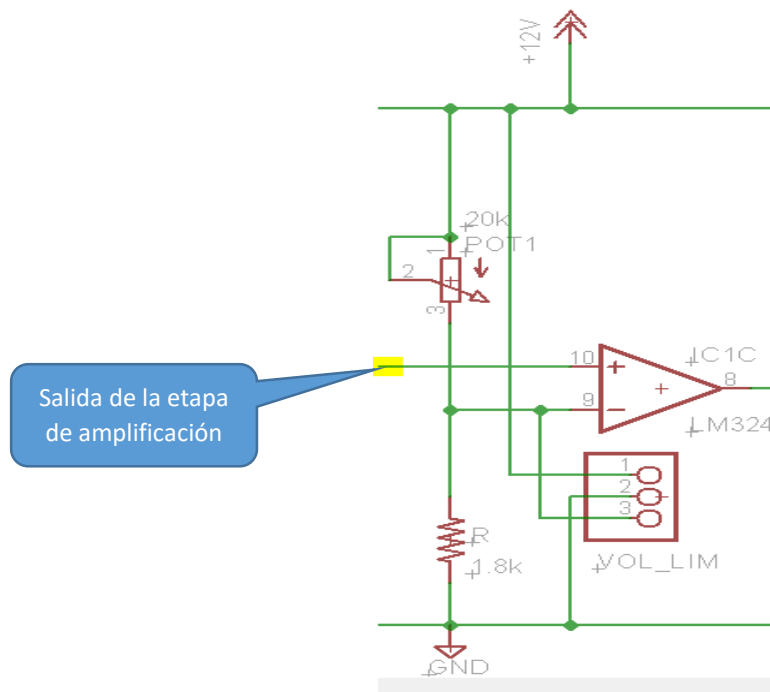


Figura 49, Etapa de comparación

Por último, la salida del comparador debe activar con ayuda de un transistor un buzzer, teniendo como resultado final los diagramas de la *figura 50* y *51*..

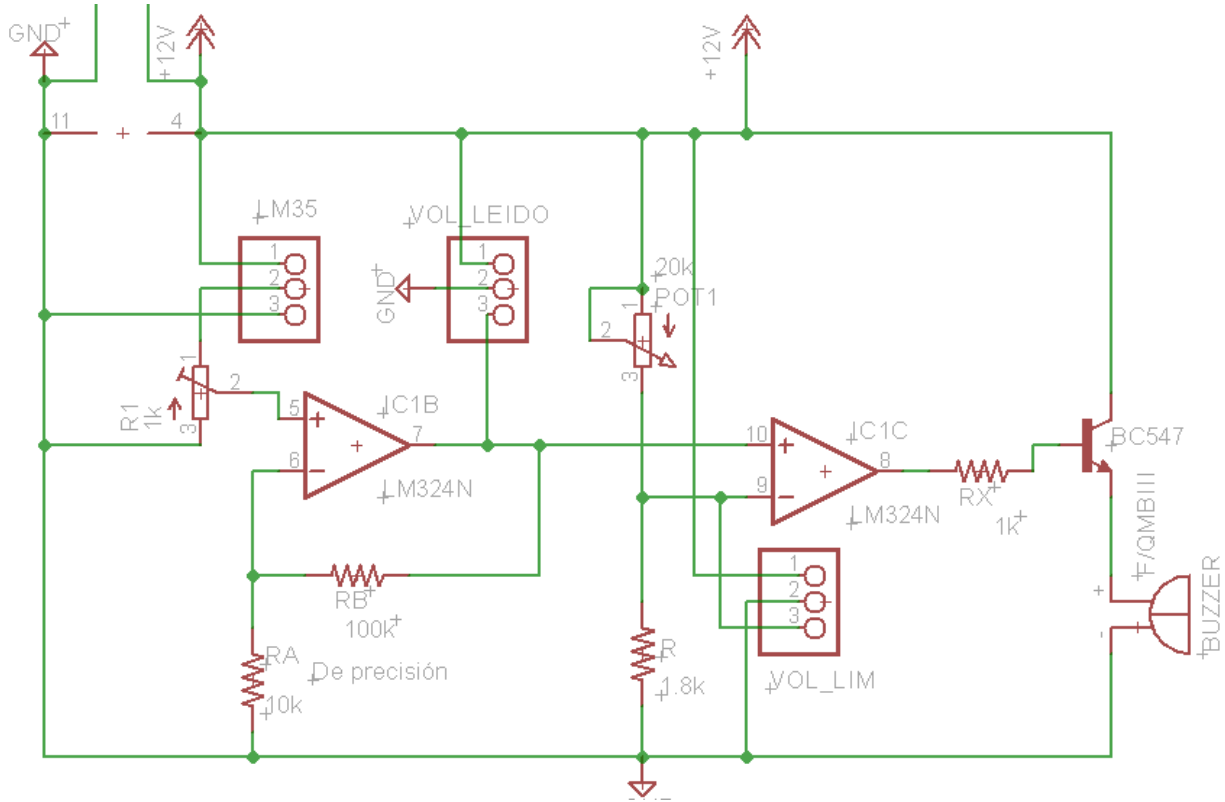


Figura 50, Esquemático final. Sensor de temperatura

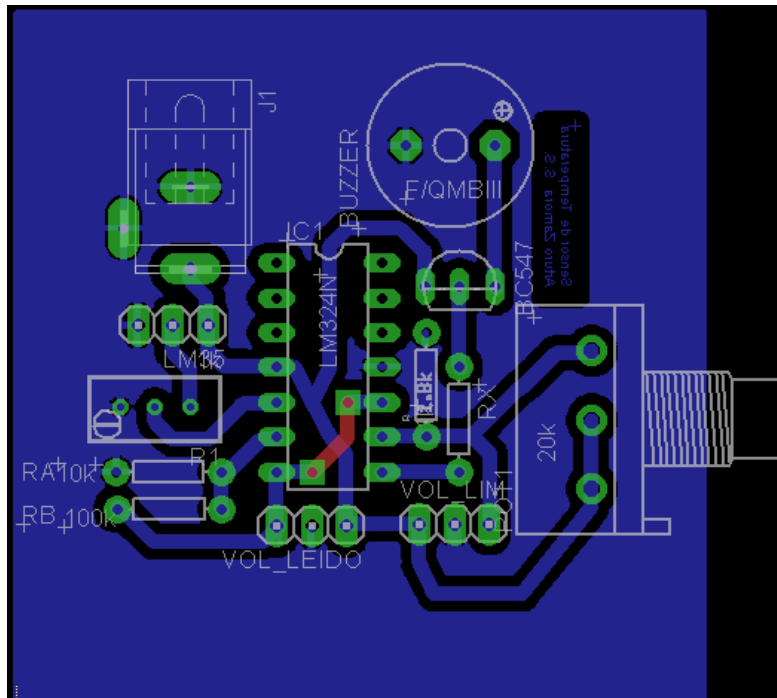


Figura 51, Layout Sensor de temperatura

El proceso de manufactura es similar al explicado en la sección del control de camilla.

Se adapta a un gabinete que proteja al circuito y el sensor LM35 se extiende mediante cables para poder colocarlo en diferentes áreas de inspección. En la *figura 52* se ve el proyecto final, teniendo como umbral 28 grados y una temperatura leída de 25 grados.

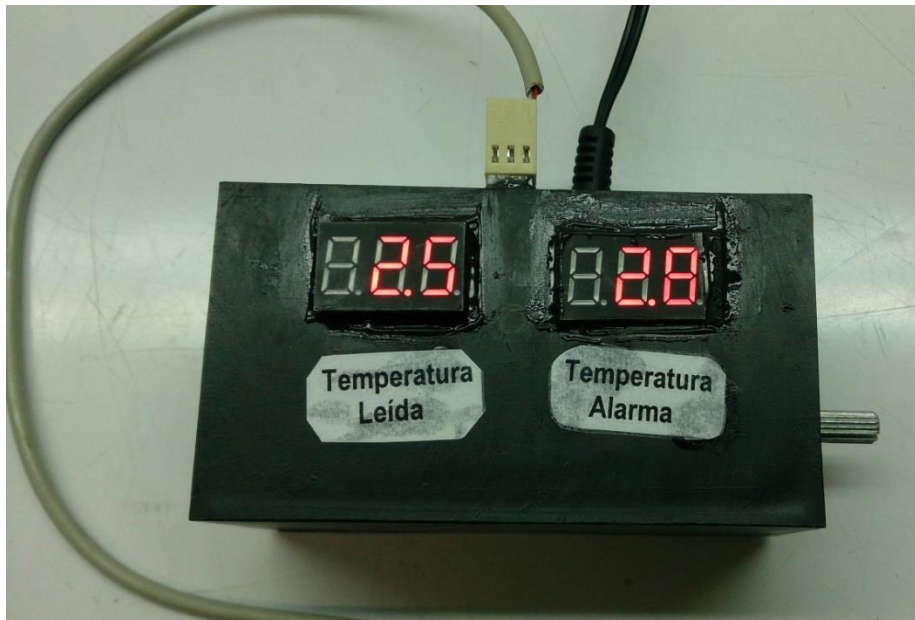


Figura 52, Sensor de temperatura con alarma

Haciendo un análisis de las consideraciones del transductor veremos en donde se puede utilizar y las características finales del dispositivo.

- Rango: 5 -120° Celsius
- Sensibilidad: 0.5° Celsius
- Respuesta a la frecuencia: 500 [mS]
- Requerimientos de Potencia: Adaptador 12 [Volts DC]
- Margen de error: 1° Celsius
- Calibración: Ajuste mediante trimpot
- Tamaño de la sonda: 40 [cm]

Además, se realizaron pruebas contra instrumentos de medición calibrados y certificados a diferentes temperaturas para ver el comportamiento del dispositivo diseñado. En la siguiente figura se muestra el resultado desplegado por el multímetro Fluke 179 utilizado en el departamento contra el resultado del sensor realizado.



Figura 53, Sensor de temperatura y Multímetro Calibrado

Es importante mencionar que este dispositivo no se puede utilizar al 100 % como una manera de seguridad, pues factores como los elementos de medición no están certificados para ser utilizados en un ámbito médico, sin embargo es auxiliar en el monitoreo de temperaturas en diferentes equipos o en situaciones donde la exactitud no sea un elemento crítico por lo que sirve como una herramienta de trabajo dentro del departamento.

6.- Resultados Obtenidos

Los resultados que se consiguieron con el servicio brindado dentro del Instituto y los proyectos desarrollados se reflejan garantizándole a los usuarios e indirectamente a los pacientes, tras los mantenimientos preventivos o correctivos, que contaban con el equipo necesario en las condiciones ideales para ser utilizado.

Realizar mi servicio social en el Instituto Nacional de Pediatría me permitió conocer cómo se maneja un hospital y la manera en que se llevan a cabo las actividades en conjunto con las diferentes áreas de enfermería, contabilidad, administración etcétera y es ahí donde el ingeniero de manera integral complementa al equipo de trabajo innovando y dando soluciones rentables y efectivas.

El desarrollo de nuevos dispositivos resulta una actividad muy importante en el área de electromedicina, no solo por la utilidad y las aplicaciones que tienen sino también por representar un impulsor para el resto del personal a hacer circuitos impresos de esa manera, sacando provecho de los beneficios de las nuevas tecnologías y los métodos de manufactura aquí explicados. Esto representa un gran crecimiento para el departamento y un mejor aprovechamiento de los recursos del Instituto.

7.- Conclusiones

En primera instancia, el correcto uso de los equipos de medición es fundamental para la determinación y resolución de problemas en los dispositivos médicos. Conocer bien el equipo y su modo de operación permite realizar los mantenimientos preventivos o correctivos de manera correcta y eficaz.

El impacto de la ingeniería en el campo de la salud es de gran importancia y una correcta implementación de los conocimientos adquiridos a lo largo de la carrera de ingeniería puede brindar grandes beneficios en aspectos tanto tecnológicos como económicos. Además facilitar la forma en que se llevan a cabo diferentes procesos.

El trabajo en equipo dentro del grupo de trabajo es fundamental para poder llevar a cabo las actividades. El apoyo interno mediante la aportación de ideas, conocimiento basado en la experiencia y realizando crítica constructiva con el fin de mejorar así como también aprender a fundamentar ideas y escuchar los puntos de vista de los otros con el fin de mejorar.

Desarrollar nuevos dispositivos como refacciones se refleja como un primer paso para poder desarrollar en un futuro proyectos más complejos y si se toman las medidas necesarias, entrar en el mercado ofreciendo tecnología propia.

9.- Bibliografía

- [1] J. D. Bronzino, «The Biomedical Engineering Handbook,» vol. 1, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
- [2] «Secretaria de Salud,» [En línea]. Available: <http://portal.salud.gob.mx/contenidos/hospitales/hospitales.html>. [Último acceso: 20 08 2015].
- [3] Cooper, William David, Instrumentación Electrónica y Mediciones, 1986.
- [4] J. E. Hall, Guyton y Hall. Tratado de Fisiología Médica, 12 ed., Elsevier, 2011.
- [5] R. F. Coughlin, Amplificadores Operacionales y Circuitos Integrados Lineales, Prentice-Hall, 2000.
- [6] «Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud,» [En línea]. Available: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipoMedico/GEM/Lineamiento_de_MttosCyPpor3eros.pdf. [Último acceso: 20 2 2016].
- [7] T. Wildi, Experimentos con equipo eléctrico, Prentice Hall, 1994.
- [8] «Norma Oficial Mexicana para Instalaciones Eléctricas (Utilización) NOM-001-SEDE-2005,» 2005.
- [9] B. Cummings, Interactive Physiology, Pearson.
- [10] S. G. Garrido, Ingeniería del Mantenimiento, RENOVOTEC.
]
- [11] INECC. [En línea]. Available: <http://www2.inecc.gob.mx/publicaciones/libros/624/mtto.pdf>.
]
- [12] D. J. Dailey, Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits Theory And Applications.
]

